

**Titre:** Optimisation des planifications chirurgicales de la scoliose  
Title: idiopathique adolescente

**Auteur:** Younes Majdouline  
Author:

**Date:** 2008

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Majdouline, Y. (2008). Optimisation des planifications chirurgicales de la scoliose  
Citation: idiopathique adolescente [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal].  
PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8200/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/8200/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:**  
Advisors:

**Programme:** Non spécifié  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

OPTIMISATION DES PLANIFICATIONS CHIRURGICALES  
DE LA SCOLIOSE  
IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE

YOUNES MAJDOULINE  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph.D.)  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)  
DÉCEMBRE 2008



Library and  
Archives Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Published Heritage  
Branch

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file    Votre référence*

*ISBN: 978-0-494-48890-4*

*Our file    Notre référence*

*ISBN: 978-0-494-48890-4*

#### NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

#### AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Cette thèse intitulée:

OPTIMISATION DES PLANIFICATIONS CHIRURGICALES  
DE LA SCOLIOSE  
IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE

présentée par: MAJDOULINE Younes

en vue de l'obtention du diplôme de: Philosophiae Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

Mme. PERIÉ-CURNIER Delphine, Ph. D., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LABELLE Hubert, M.D., membre et codirecteur de recherche

M. GRIMARD Guy, M.D., membre

M. MONGRAIN Rosaire, Ph.D., membre

*Être un homme c'est être responsable, c'est sentir en posant  
sa pierre que l'on contribue à bâtir le monde.*

Saint-Exupéry

## Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeur et codirecteur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et le Dr Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste au CHU Sainte-Justine et professeur au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'université de Montréal, pour m'avoir proposé ce projet original et m'avoir encadré tout au long de mon projet de doctorat. Leur confiance, leurs encouragements continuels et leur enthousiasme m'ont considérablement aidé à relever les défis que présentait ce sujet encore peu exploré.

J'adresse également mes remerciements sincères aux étudiants et associés de recherche des Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO) avec qui ces dernières années ont été fort agréables. J'aimerais également remercier plus particulièrement Martin Robitaille, Julien Clin pour leur aide tout au long de mon projet. J'aimerais aussi remercier Archana Sangole pour son implication dans la rédaction de mes publications. Je remercie l'ensemble des membres du jury pour avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie infiniment mes parents pour leur soutien et leur aide tout au long de mes études, ainsi que toute ma famille. Finalement «Last but definitely not least», je désire exprimer ma plus sincère reconnaissance à ma conjointe, Lilas, pour son soutien quotidien, sa patience et ses encouragements de même qu'à mon petit rayon de soleil, Youssef, qui sait faire la joie de ses parents à tous les jours.

Ce projet de doctorat a été financé par le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) et Medtronic du Canada dans le cadre de la chaire de recherche industrielle CRSNG-Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale.

## Résumé

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Dans les cas les plus sévères, une intervention chirurgicale avec instrumentation peut s'avérer nécessaire. Le choix de la stratégie d'instrumentation est une étape importante qui a un impact significatif sur les résultats de l'intervention. Dans ce contexte, une récente étude a révélé une grande variabilité dans les choix des stratégies d'instrumentation sur des patients scoliotiques au sein d'un groupe de 32 chirurgiens expérimentés. Ceci remet en cause la complexité de la prise de décision des chirurgiens et les normes optimales qui permettent de concevoir objectivement la meilleure stratégie d'instrumentation chirurgicale.

Cette étude se divise en trois parties: la première a consisté à documenter et à analyser les objectifs de correction chirurgicale pour des déformations scoliotiques. La seconde partie a visé à développer une méthode d'optimisation afin de déterminer une configuration opératoire optimale permettant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique. La troisième partie a consisté à étudier l'effet de la variabilité des objectifs de correction chirurgicale sur les stratégies d'instrumentation.

Dans la première partie, deux questionnaires ont été conçus et soumis à cinquante chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group (SDSG) qui sont également membres de la Scoliosis Research Society. 25 chirurgiens ont répondu au premier questionnaire qui a évalué les objectifs de correction globaux, alors que 10 ont répondu au deuxième questionnaire qui s'est concentré sur les objectifs spécifiques de correction pour chacun des types de courbures scoliotiques (selon la classification de Lenke : 6 types de courbures) et dans chacun des trois plans anatomiques. En particulier, vingt différents paramètres géométriques décrivant la déformation tridimensionnelle du rachis ont été évalués et ordonnés selon l'ordre d'importance de chaque chirurgien dans le but d'obtenir une correction 3D optimale. Dans la seconde partie, la méthode d'optimisation a été basée sur un plan d'expérience « uniform design » utilisant six paramètres d'instrumentation (limites supérieure et inférieure du segment instrumenté, les vertèbres instrumentées, la forme de la tige, le nombre et

le type d'implants). Une fonction objectif décrivant les objectifs de correction dans les trois plans anatomiques et orientée à minimiser le nombre de niveaux instrumentés a été utilisée. L'approche d'optimisation spécifie les points dans l'espace de design pour lesquels la valeur de la fonction objectif a été évaluée. 702 configurations chirurgicales ont été simulées informatiquement en utilisant un modèle biomécanique personnalisé à un patient scoliotique implanté dans un simulateur de chirurgie du rachis (S3). Dans la troisième partie, onze chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group ont fourni leurs objectifs de correction pour le même patient scoliotique. Ces objectifs de correction ont été utilisés comme des pondérations de la fonction objectif dans la méthode d'optimisation. Onze stratégies chirurgicales optimales pour le même patient ont été obtenues. La relation entre les objectifs de correction et les stratégies chirurgicales optimales obtenues a été évaluée.

L'évaluation globale des objectifs de correction de la scoliose idiopathique adolescente (SIA) a montré que les chirurgiens sont unanimement d'accord sur le fait que l'équilibre sagittal et coronal sont les paramètres les plus importants pour obtenir une correction 3D optimale. La rotation de la vertèbre apicale a été le paramètre le moins important. Pour les autres paramètres, une assez grande discordance a été trouvée dépendamment des types de courbures et des chirurgiens. Les résultats pour les paramètres individuels ont été en accord avec les poids donnés pour la correction 3D optimale dans les plans coronal (36%) et sagittal (34%). Pour les 10 chirurgiens qui ont répondu au second questionnaire, la mobilité a été plus importante pour les courbures de type Lenke 3-6 que pour les types 1-2 ( $p<0.032$ ). Le plan coronal a été plus important pour les courbures de type Lenke 2 et 4 que pour les autres types de courbures ( $p<0.032$ ).

Pour l'optimisation de la stratégie opératoire, la stratégie optimale trouvée utilise seulement des vis comparativement à la stratégie réelle qui utilise une approche hybride (vis+crochets) et qui comporte deux implants de moins (8 vs 10) et un niveau de fusion de moins (10 vs 11) que la chirurgie réelle.



Les résultats de la troisième partie ont montré que le nombre optimal d'implants pour les onze chirurgiens s'étend de 8 à 13 pour un même patient. Les niveaux supérieur et inférieur d'instrumentation sur le rachis varient jusqu'à 7 niveaux. Les niveaux fusionnés (T4-L2, T2-L4, T5-L1, etc), la forme de la tige et l'emplacement des implants sur le rachis varient aussi d'un chirurgien à l'autre selon leurs objectifs de correction. Les angles de Cobb, la cyphose, la lordose ainsi que l'orientation du plan de courbure maximum varient pour les onze stratégies optimales simulées.

En conclusion, il existe une grande variabilité entre les objectifs de correction chirurgicale de la scoliose. Ceux-ci dépendent des chirurgiens et des types de courbures. Comparativement à la stratégie réelle, la stratégie dite optimale permettait de diminuer les niveaux de fusion et le nombre d'implants tout en conservant la correction. Pour un même patient, différents objectifs de correction produisent différentes stratégies opératoires optimales. Pour une première fois, l'effet des objectifs de correction chirurgicale des chirurgiens sur les stratégies d'instrumentation sur le même patient a été évalué, ce qui est possible seulement avec notre méthode d'optimisation en utilisant un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis. Cette étude montre qu'il existe une stratégie optimale pour un patient dépendamment du chirurgien mais nous ne pouvons conclure que c'est la meilleure étant donné les différents objectifs de correction des chirurgiens. Cette étude met également l'accent sur la nécessité d'un protocole de décision afin de réduire au minimum la subjectivité et la variabilité des objectifs de correction lors de l'instrumentation de patients atteints de scoliose idiopathique.

## Abstract

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) local and global deformation of the spine, which may require spinal instrumentation and fusion for severe deformities. In recent years, many changes have occurred for the surgical treatment of scoliosis. With contemporary advanced instrumentation systems and techniques, the surgeon has a wide range of choices to achieve the goals of surgery, such as various implant types, diverse rod material, diameter and shape possibilities as well as many intraoperative reduction manoeuvres. The surgical decision-making process has considerably increased in complexity, with many on-going controversies and debates over the choices of fusion levels, the proper guidelines for surgical correction and the choice of the instrumentation system. A recent study has documented a large variability in AIS instrumentation strategies in a group of experienced spine surgeons. Different instrumentation strategies and selection of fusion levels were noted according to the curve type pattern. This variability reinforces the need for standardized posterior instrumentation strategies.

The objective of this study is threefold: the first aims to document and analyze 3D surgical correction goals for AIS as determined by a sample of experienced spine surgeons. Afterward, the second part aims to develop an optimization method, personalized to the specific correction objectives of a given surgeon, and to determine the most favourable surgical instrumentation strategy using a computer model implemented in a *spine surgery simulator (S3)*. The third part aims to examine the effects of correction objectives on the optimal instrumentation strategy

In the first part of the project, fifty surgeons from the Spinal Deformity Study Group were surveyed and asked to rank 20 parameters of scoliosis correction and to provide weights for correction in the coronal, sagittal, and transverse planes and for mobility (number of unfused vertebrae) according to their importance for an optimal 3-D correction. Responders were also asked to complete a more detailed survey where the correction objectives were assessed for each of the 6 Lenke curve types. In the

second part, an optimization method using six instrumentation design parameters (e.g. limits of the instrumented segment, number, type and location of implants and rod shape) that were manipulated in a uniform experimental design framework was linked to a patient-specific biomechanical model. 702 surgical configurations iteratively were simulated using S3. Each configuration was assessed using an objective function that represented different correction objectives (to maximize) in the three anatomic planes and was oriented to minimize the number of instrumented levels. The relative weights of the objective function were defined by a spine surgeon according to his objectives for correction of scoliosis. An interpolation technique was used to build an approximation model from the simulation results and to locate instrumentation parameters minimizing the objective function. In the third part, eleven surgeons from *the Spinal Deformity Study Group* independently provided their respective correction objectives for the same patient (Lenke 2B curve type). For each surgeon, the optimization approach was used and the optimal strategy was found for the same patient. The influence of the eleven different correction objectives on the optimal surgical strategy was then evaluated.

For the assessment study of the scoliosis correction objective in AIS, twenty-five surgeons completed the first questionnaire. There was an overall agreement that sagittal and coronal balance were the most important parameters for an optimal correction. Apical vertebral rotation was the least important. All other parameters were highly variable. Results for individual parameters were in agreement with the weights given for an optimal 3D correction in the coronal (36%) and sagittal (34%) planes. A sub group of ten surgeons completed the second survey. Mobility was more important for the Lenke curve types 3-6 than for types 1-2 ( $p < 0.032$ ). The coronal plane was more important for curve types 2 and 4 than for the other types ( $p < 0.032$ ).

The optimization study of instrumentation strategies showed that small or no differences in the correction between the simulated optimal strategy and the real post-operative results of the instrumented segments were observed in the three

planes. But the same overall correction was obtained by using fewer implants (only screws) and less instrumented levels.

The results of the third part showed that the fusion levels (T4-L2, T2-L4, T5-L1, etc), shape of the rod and the location of implants significantly were influenced by the correction objective strategies ( $p < 0.05$ ). The optimal number of implants was different (ranging from 8 to 13) and statistically significant ( $p < 0.05$ ). The resulting Cobb angles, the kyphosis and the lordosis angles as well as the orientation of the plane of maximum deformity varied for the 11 simulated optimal strategies.

In conclusion, there is a large variability in scoliosis correction objectives. The variability is surgeon and curve-type dependent. This study demonstrated the potential and feasibility of using a spine surgery simulator to optimize the planning of surgical instrumentation in AIS for a specific correction objectives surgeon. Different surgeon-specified correction objectives produced different optimal instrumentation strategies for the same patient. A standardized decision-making protocol is required to minimize the inherent variability in defining AIS surgical correction objectives

## Table des matières

<b>Dédicace.....</b>	<b>iv</b>
<b>Remerciements .....</b>	<b>v</b>
<b>Résumé.....</b>	<b>vi</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>ix</b>
<b>Table des matières .....</b>	<b>xii</b>
<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>xv</b>
<b>Liste des figures.....</b>	<b>xvii</b>
<b>Liste des sigles et abréviations .....</b>	<b>xix</b>
<b>Liste des Annexes .....</b>	<b>xx</b>
<b>Chapitre 1 Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre 2 Revue des connaissances.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis sain .....</b>	<b>3</b>
2.1.1 Le Rachis.....	3
<b>2.2 La scoliose idiopathique adolescente (SIA).....</b>	<b>7</b>
2.2.1 Mécanisme de déformations du rachis.....	7
2.2.2 Classification de la scoliose idiopathique .....	10
2.2.3 Méthode d'évaluation de la scoliose .....	12
2.2.3.1 Approche d'évaluation clinique.....	12
<b>2.3 Le traitement par instrumentation chirurgicale postérieure.....</b>	<b>16</b>
<b>2.4 Évolution de l'instrumentation chirurgicale postérieure.....</b>	<b>17</b>
<b>2.5 Biomécanique du traitement par instrumentation chirurgicale postérieure .....</b>	<b>18</b>
<b>2.6 Simulations numériques du traitement par instrumentation chirurgicale .....</b>	<b>21</b>
<b>2.7 Revue des travaux antérieurs de notre équipe .....</b>	<b>23</b>

2.8. Sommaire de l'état actuel des connaissances .....	28
<i>Chapitre 3 Hypothèses, objectifs et cadre méthodologique .....</i>	<i>30</i>
<i>Chapitre 4 Étude de la variabilité des objectifs de correction du rachis scoliotique</i> .....	<i>34</i>
4.1 Situation du premier article .....	34
4.2 Article #1 : Scoliosis Correction Objectives in Adolescent Idiopathic Scoliosis .....	34
4.2.1 Abstract .....	36
4.2.2 Introduction .....	37
4.2.3 Methods.....	38
4.2.4 Results .....	40
4.2.5 Discussion .....	42
4.2.6 Conclusions .....	44
4.2.7 References .....	45
4.2.8 Figure and Table Captions .....	49
<i>Chapitre 5 Optimisation des planifications chirurgicales de la scoliose .....</i>	<i>53</i>
5.1 Situation du deuxième article.....	53
5.2 Article #2: Computer simulation for optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis.....	53
5.2.1 Abstract .....	55
5.2.2 Introduction .....	56
5.2.3 Methods.....	57
5.2.4 Results .....	63
5.2.5 Discussion .....	64
5.2.6 Conclusion .....	67
5.2.7 References .....	68
5.2.8 Figure and Table Captions .....	71
5.3 Étude prospective de l'optimisation de la chirurgie d'instrumentation sur un deuxième cas .....	76

<b>Chapitre 6 : Effets de la variabilité des objectifs de correction sur des stratégies d'instrumentation du rachis scoliotique.....</b>	<b>83</b>
<b>6.1 Situation du troisième article .....</b>	<b>83</b>
<b>6.2 Article #3: The repercussion of correction objectives on instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis .....</b>	<b>83</b>
6.2.1 Abstract .....	85
6.2.2 Mini Abstract .....	86
6.2.3 Introduction.....	87
6.2.4 Materials and Methods .....	88
6.2.5 Results .....	91
6.2.6 Discussion .....	92
6.2.7 Conclusion .....	93
6.2.8 References .....	94
6.2.9 Figure and Table captions .....	96
<b>Chapitre 7 Discussion générale.....</b>	<b>100</b>
<b>Chapitre 8 Conclusions et recommandations .....</b>	<b>111</b>
<b>Références .....</b>	<b>115</b>
<b>Annexe 1 .....</b>	<b>130</b>

## Liste des tableaux

<i>Tableau 2.1 : Synthèse des indices cliniques.....</i>	<i>13</i>
<i>Tableau 4.1 Article 1 Table 1: The geometric parameters describing the spinal deformities .....</i>	<i>50</i>
<i>Tableau 4.2 Article 1 Table 2: The weight of the importance for correction in the three different anatomic planes and mobility.....</i>	<i>51</i>
<i>Tableau 4.3 Article 1 Table 3: Detailed survey of the importance for correction in the three different anatomic planes and mobility for the 6 Lenke curve types .....</i>	<i>51</i>
<i>Tableau 4.4 Article 1 Table 4: Detailed survey of correction objectives for scoliosis .....</i>	<i>52</i>
<i>Tableau 5.1 Article 2 table 1: Weights assigned to the terms of the objective function for objective of geometric correction and geometric parameters: pre-operative, simulated and post-operative values. ....</i>	<i>71</i>
<i>Tableau 5.2 Article 2 Table 2: Optimization parameters of instrumentation results .....</i>	<i>71</i>
<i>Tableau5.3 Article2 Table 3: The configurations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations</i>	<i>72</i>
<i>Tableau5.4 Article 2 Table 4: Results for the simulations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations.....</i>	<i>73</i>
<i>Tableau5.5 Article2 Table 5: Calculated difference from linear regression predicted geometric measures and the simulated geometric measures. ....</i>	<i>73</i>
<i>Tableau 5.6: Les pondérations attribuées aux termes de la fonction objectif .....</i>	<i>76</i>
<i>Tableau 5.7 : Résultats des paramètres d'instrumentation de la stratégie optimale .....</i>	<i>78</i>
<i>Tableau 5.8 : Résultats des paramètres géométriques.....</i>	<i>78</i>
<i>Tableau 5.9 : Forces de réaction à la liaison implant-vertèbre et les forces intervertébrales .....</i>	<i>79</i>
<i>Tableau 5.10: Résultats des paramètres géométriques et d'instrumentation des 20 meilleures stratégies.....</i>	<i>79</i>



<i>Tableau 6.1 Article 3 Table 1: Weights assigned by the eleven surgeons (S1-S11) to the terms of the objective function of correction.....</i>	<i>96</i>
<i>Tableau 6.2 Article 3 Table 2: Resulting instrumentation parameters from the optimization simulation for the eleven optimal strategies based on the correction objectives provided by the eleven surgeons (S1-S11) .....</i>	<i>97</i>
<i>Tableau 6.3 Article 3 Table 3: Resulting correction obtained from the simulation of the eleven optimized configurations for the same patient .....</i>	<i>97</i>

## Liste des figures

<i>Figure 2.1: Les 5 régions du rachis .....</i>	<i>4</i>
<i>Figure 2.2: Structure d'une vertèbre typique:a) vue de dessus b) vue latérale.....</i>	<i>5</i>
<i>Figure 2.3: Courbures physiologiques du rachis sain .....</i>	<i>6</i>
<i>Figure 2.4: Vue coronale et sagittale d'un rachis scoliotique.....</i>	<i>7</i>
<i>Figure 2.5: Radiographies frontale et sagittale du rachis d'un individu atteint d'une scoliose idiopathique.....</i>	<i>8</i>
<i>Figure 2.6 : Classification de Lenke (Lenke et coll., 2001).....</i>	<i>11</i>
<i>Figure 2.7: Mesure de l'angle de Cobb dans le plan frontal.....</i>	<i>13</i>
<i>Figure 2.8: Mesure de la distance vertébrale apicale.....</i>	<i>14</i>
<i>Figure 2.9: Équilibre coronal.....</i>	<i>14</i>
<i>Figure 2.10: Mesure de la rotation axiale vertébrale.....</i>	<i>14</i>
<i>Figure 2.11: Mesure de la cyphose et de la lordose .....</i>	<i>15</i>
<i>Figure 2.12: L'équilibre sagittal.....</i>	<i>15</i>
<i>Figure 2.13: Calcul de l'angle de Cobb dans le plan de déformation maximale et l'orientation de ce dernier par rapport au plan sagittal .....</i>	<i>16</i>
<i>Figure 2.14: Types d'implants chirurgicaux (A : Crochet laminaire supérieur, B : crochet pédiculaire inférieur, C : crochet transverse, D : Vis multiaxiale, E : Vis monoaxiale, F : Crosslinks).....</i>	<i>20</i>
<i>Figure 2.15: Modélisation géométrique détaillée du bassin, de la colonne vertébrale et de la cage thoracique.....</i>	<i>26</i>
<i>Figure 2.16: Interface du logiciel S3 .....</i>	<i>26</i>
<i>Figure 4.1 Article1 Figure1: Global evaluation of correction objectives for scoliosis.....</i>	<i>49</i>
<i>Figure 5.1 Article 2 Figure 1: Flow chart summarizing the materials and methods. ....</i>	<i>74</i>
<i>Figure 5.2 Article 2 Figure 2: (A) Variables for the shape of the rod: Three Cobb angles are used for the thoracic and lumbar segments; (B) Pre and post-operative radiographs of the patient and the simulation of the optimal surgery .....</i>	<i>75</i>

<i>Figure 5.3 Article 2 Figure 3: The simulation of the configurations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations.....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 5.4 : Radiographies pré-opératoire postéro-antérieure et latérale du second patient .....</i>	<i>77</i>
<i>Figure5.5: Système d'axes pour le calcul des forces évaluées .....</i>	<i>79</i>
<i>Figure5.6: Résultats de la fonction objectif pour les 702 simulations</i>	
<i>Figure 5.7: Résultats de la fonction objectif pour les 20 meilleures simulations</i>	
<i>Figure 6.1 Article 3 Figure 1: Pre operative postero-anterior and lateral radiographs of the patient .....</i>	<i>98</i>
<i>Figure 6.2 Article 3 Figure 2: The simulation of the configurations of the eleven optimal strategies .....</i>	<i>99</i>

## Liste des sigles et abréviations

2D	Bidimensionnelle
3D	Tridimensionnelle
AIS	Adolescent Idiopathic Scoliosis
AP	Antéro-postérieure
CD	Instrumentation Cotrel-Dubousset
CDH	Instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon
CSVL	Central sacral vertical line (axe vertical sacral central)
DLT	Direct linear transformation (transformation linéaire directe)
EV	End Vertebra (Vertèbre limite)
LIS3D	Laboratoire de scoliose informatique tridimensionnelle
NV	Neutral Vertebra (VN: Vertèbre neutre)
PA	Postéro-Antérieur
PDM	Plan de déformation maximale
SV	Stable Vertebra (VS : vertèbre stable)
SDSG	Spinal Deformity Study Group
SIA	Scoliose Idiopathique Adolescente
SRS	Scoliosis Research Society
S3	Spine Surgery Simulator
USS	Universal Spine System
VA	Vertèbre apicale
VL	Vertèbre limite

## Liste des Annexes

<i>Annexe 1</i> .....	130
-----------------------	-----

## Chapitre 1 Introduction

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique<sup>(Stokes '87, Villemure'01)</sup> touchant de 2% à 3% de la population et affectant principalement les adolescentes durant la poussée de croissance pubertaire<sup>(Pratt'02, Mary'04)</sup>. Bien que la scoliose soit reconnue comme une déformation 3D, elle est généralement évaluée dans un plan 2D sur une radiographie postéro-antérieure (PA) à l'aide de l'angle de Cobb ( $\varphi_{\text{cobb}}$ )<sup>(Cobb '48)</sup>. Dans la majorité des cas, les scolioses progressives sont traitées par le port d'un corset. Par contre, dans les cas évolutifs et sévères ( $\varphi_{\text{cobb}} \geq 40^\circ - 50^\circ$ ), une chirurgie par instrumentation peut s'avérer nécessaire<sup>(Chen'03)</sup>. Ce traitement a pour objectif de corriger et de réduire la déformation scoliotique dans les trois plans de l'espace à l'aide d'une sélection adéquate de niveaux de fusion et de stratégies d'instrumentation<sup>(Dubousset'99, Zeller'99)</sup>.

La correction chirurgicale du rachis scoliotique est un travail complexe et délicat auquel l'instrumentation joue un rôle essentiel. Depuis l'introduction des récents systèmes d'instrumentation du rachis, les chirurgiens orthopédistes possèdent désormais plusieurs possibilités pour réaliser leurs chirurgies, notamment par la diversité des implants (vis pédiculaires thoraciques mono-axiales et multi-axiales, crochets pédiculaires, laminaires et transverses, etc.) et des manœuvres peropératoires. Par conséquent, la complexité de la prise de décision des chirurgiens a considérablement augmenté.

Dans ce contexte, une variabilité importante dans les choix d'instrumentation pour les mêmes patients scoliotiques a été récemment documentée au sein d'un groupe de chirurgiens expérimentés<sup>(Aubin '06, Robitaille '07)</sup>. Cette variabilité entraîne des résultats chirurgicaux assez différents dépendamment des cas<sup>(Robitaille '08)</sup>. Elle peut être attribuée aux différents objectifs de correction, aux préférences du chirurgien et au manque de stratégies d'instrumentation standardisées.

Malgré l'abondance d'études cliniques portant sur la correction du rachis scoliotique, les configurations d'instrumentation optimum restent très controversées (Ghista '88, Wynarsky'91, Vaughan '96, Rohmiller'04, Lenke'04, Storer'05, Kuklo'05, Aubin '06, Robitaille'07). Ceci remet en cause les critères pour les configurations et les normes optimales qui permettent de concevoir objectivement la meilleure stratégie d'instrumentation chirurgicale.

Ce présent projet vise à développer et à exploiter une méthode d'optimisation afin de déterminer une configuration opératoire optimale permettant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique.

Cette thèse se divise en huit chapitres. Ainsi, suite à cette introduction, le chapitre 2 présente une brève revue de la littérature. Le chapitre 3 présente une synthèse des hypothèses et objectifs. Par la suite le corps principal se compose de trois articles intégrés respectivement dans le 4<sup>e</sup>, 5<sup>e</sup> et 6<sup>e</sup> chapitre. Chacun des articles représente une contribution scientifique importante pour cette thèse. Le premier article documente et analyse la variabilité des objectifs de correction chirurgicale du rachis scoliotique parmi un groupe de chirurgiens expérimentés. Le second article porte sur le développement et l'application d'une méthode d'optimisation afin de déterminer une configuration opératoire optimale permettant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique. Cette méthode d'optimisation ainsi que les résultats du premier article sont ensuite utilisés dans le troisième article pour montrer l'effet de la variabilité des objectifs de correction chirurgicale sur les stratégies d'instrumentation. Une discussion des études réalisées constitue le septième chapitre. Finalement, le chapitre 8 présente la conclusion et les recommandations résultant de cette thèse.

## Chapitre 2 Revue des connaissances

L'objectif de ce deuxième chapitre consiste à présenter une brève revue des diverses notions qui seront nécessaires et utiles au développement de ce travail.

### 2.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis sain

Pour la réalisation de cette synthèse d'anatomie, nous nous appuyons sur les travaux de la S.R.S (Scoliosis Research Society), Kapandji<sup>(Kapandji'86)</sup> et Rouvière<sup>(Rouvière'92)</sup>.

En anatomie et en biomécanique, l'étude du mouvement d'un corps quelconque ne peut s'envisager sans fixer des repères à partir desquels on pourra décrire et analyser ce mouvement. Les plans considérés comme principaux repères sont des surfaces planes imaginaires, qui traversent une partie du corps et forment 3 axes se croisant au centre du plateau sacré. On distingue trois plans de référence le plan sagittal, le plan coronal (ou frontal) et le plan horizontal (ou transversal).

Attaché à ces plans, le système d'axe considéré dans notre étude est orienté de la façon suivante : L'axe X est l'axe postéro-antérieur, l'axe Y est l'axe de direction médio-latérale, orienté vers la gauche du sujet et l'axe Z est vertical ascendant. Selon la terminologie de la *Scoliosis Research Society*<sup>(Stokes'94)</sup>, l'origine du repère est fixée au centre du plateau sacré.

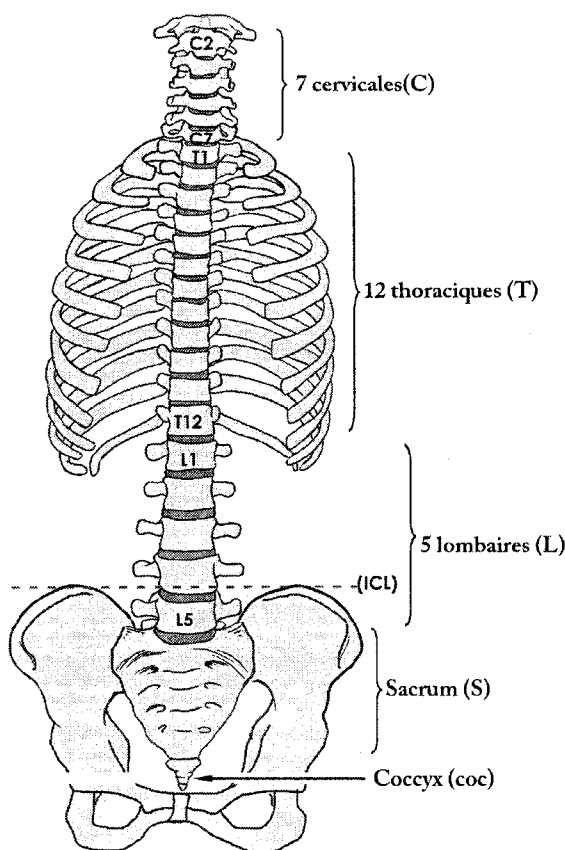
On définit ainsi les mouvements physiologiques de base du tronc par rapport au bassin. L'inflexion latérale est le mouvement dans le plan frontal, la flexion et l'extension sont des mouvements dans le plan sagittal. Enfin, on désigne par rotation axiale le mouvement du tronc ou de la vertèbre dans le plan transverse.

#### 2.1.1 Le Rachis

La colonne vertébrale, ou rachis, constitue l'armature du tronc. Elle s'articule en haut avec le crâne et en bas avec le bassin. Elle se divise en quatre zones, de haut en bas le rachis cervical formé de 7 vertèbres (C1-C7) ; le rachis thoracique (ou dorsal) formé



de 12 vertèbres (T1 - T12) sur lesquelles s'appuient les côtes ; le rachis lombaire, formé de 5 vertèbres (L1 - L5) ; le segment sacro-coccygien constitué du sacrum et du coccyx formé de vertèbres soudées (5 vertèbres pour le sacrum (S1 à S5), et 4 ou 5 vertèbres pour le coccyx (Co1 à Co4 ou Co5)). Les vertèbres sont liées entre elles par différents tissus (Figure 2.1).



**Figure 2.1: Les 5 régions du rachis**  
(Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic)

La vertèbre typique est composée de 5 parties (Figure 2.2): le corps vertébral, l'arc vertébral, l'apophyse épineuse, les apophyses transverses et les apophyses articulaires. La partie la plus volumineuse de la vertèbre est le corps vertébral qui est délimité par les plateaux supérieur et inférieur. L'arc vertébral est formé par les pédicules qui relient le corps vertébral aux éléments postérieurs et aux lames vertébrales. L'apophyse épineuse est orientée postérieurement par rapport au corps vertébral. Aux niveaux thoraciques, elle est longue et très inclinée vers le bas. Par contre, l'apophyse épineuse lombaire est courte, large et orientée presque

horizontalement. Les apophyses transverses prennent naissance à la base des pédicules et sont orientées latéralement par rapport à la vertèbre. Les apophyses transverses thoraciques ont une surface articulaire qui les relie à la côte adjacente. Les apophyses transverses lombaires, également appelées apophyses costiformes, sont plus longues et plus effilées que les apophyses transverses thoraciques. Les apophyses articulaires, au nombre de quatre, prennent également racine sur l'arc vertébral. La région de la lame vertébrale où se rencontrent les apophyses articulaires, épineuses et transverses forme une légère dépression appelée isthme vertébral (non illustré).

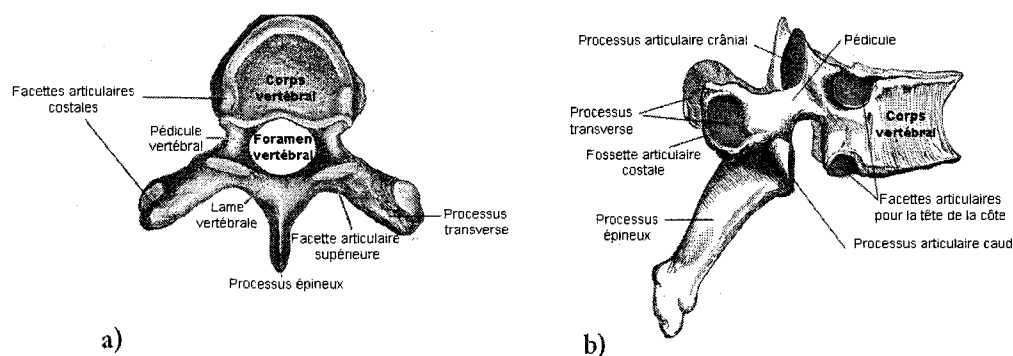


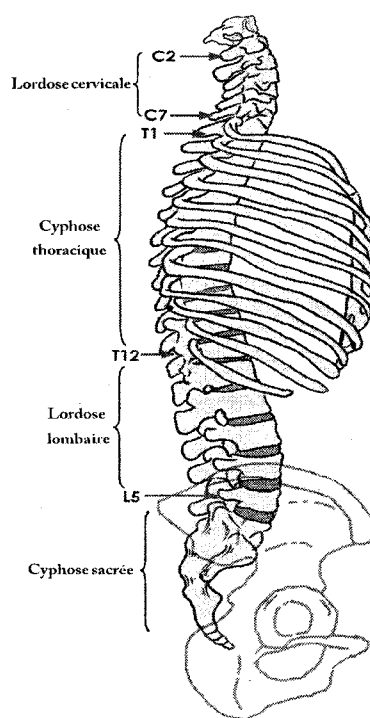
Figure 2.2: Structure d'une vertèbre typique:a) vue de dessus b) vue latérale  
(D'après Wikimedia Commons: permission de copier et de modifier)

Entre chaque corps vertébral se trouvent les **disques intervertébraux** dont l'épaisseur varie selon la région où elles se trouvent dans le rachis. Un disque est globalement constitué de deux éléments : l'anneau fibreux (ou annulus fibrosus) à la périphérie, et le noyau pulpeux (ou nucleus pulposus) dans sa partie centrale. Le rôle biomécanique du disque intervertébral est de supporter le poids transmis à la colonne vertébrale tout en assurant sa mobilité. Les facettes articulaires intervertébrales sont situées à l'extrémité des apophyses articulaires et forment, avec les capsules, l'articulation postérieure. Elles permettent de limiter les rotations intervertébrales et de protéger le disque intervertébral des grands mouvements.

L'organisation spatiale des vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires dans le plan sagittal permet de distinguer chez l'homme adulte sain quatre courbures physiologiques <sup>(Clemente'87)</sup> qui confèrent au rachis sa résistance dynamique et

statique : la lordose cervicale (convexité antérieure), la cyphose thoracique (concavité antérieure), la lordose lombaire (convexité antérieure), et la cyphose sacrée (concavité antérieure) (Figure 2.3). Dans le plan frontal, la colonne est rectiligne chez le sujet sain.

L'étendue normale des courbures sagittales a été largement documentée (Knight'02; De Jonge'02). D'après la littérature, une cyphose normale thoracique peut varier entre 20° et 50° (Propst-Procter'83; Kolessar'96; Boseker'00; Lenke'01). Cette étendue tient essentiellement au choix des vertèbres supérieures et inférieures à prendre en compte pour effectuer la mesure qui n'est pas la même d'une étude à l'autre (Cortet'02). Celle de la lordose lombaire saine peut s'étendre de 25° à 60°, dépendamment des vertèbres mesurées (Stagnara'82; Propst-Procter'83; Wambolt'87).



**Figure 2.3: Courbures physiologiques du rachis sain**  
(*Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic*)

## 2.2 La scoliose idiopathique adolescente (SIA)

### 2.2.1 Mécanisme de déformations du rachis

La SIA est une maladie du système musculo-squelettique dont la cause est encore mal connue et qui génère des déformations complexes du rachis, du thorax et du bassin dans les 3 dimensions de l'espace et dans le temps <sup>(Stokes '87, Villemure '01)</sup>. Ces déformations sont dues à un déplacement relatif progressif d'une vertèbre par rapport à son adjacente (torsion). Elles se produisent dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et coronal) sans perte de la continuité ostéoligamentaire et se développent surtout pendant la période de croissance <sup>(Keim '78)</sup>. Cette torsion est différente au niveau thoracique et lombaire, la colonne se déforme latéralement au niveau thoracique en subissant une rotation axiale alors qu'au niveau lombaire elle se déforme vers la gauche, puis vers l'arrière, selon une rotation axiale dans le sens opposé à celle du niveau thoracique (Figure 2.4). La scoliose cause également les changements pathologiques des corps vertébraux et des disques intervertébraux. En Amérique de Nord, de 2 à 4% des jeunes entre 10 et 16 ans seraient atteints, ce qui présente plus de 2 millions d'adolescents. Le rapport fille/garçon, diagnostiqué avec une courbure inférieure à 10 degrés, serait de 1 mais augmenterait jusqu'à un rapport de 5:1 pour une courbe supérieure à 20 degrés <sup>(Roache'99)</sup>. Environ 1% de ces patients scoliotiques exigent une correction chirurgicale <sup>(CHU'05)</sup>. Approximativement 15 000 chirurgies sont exécutées annuellement en Amérique du Nord <sup>(SRS '97)</sup> dont 125 à l'hôpital Sainte Justine.

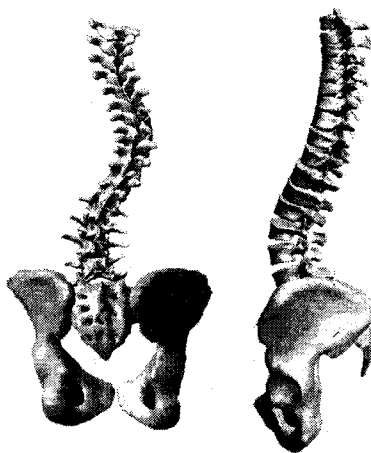
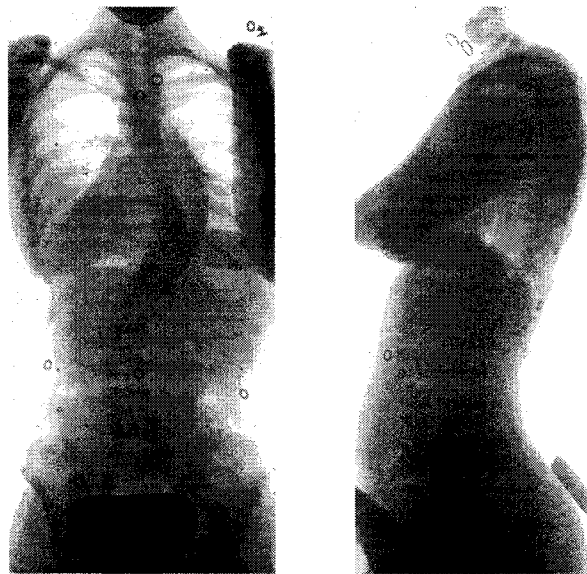


Figure 2.4: Vues coronale et sagittale d'un rachis scoliotique  
(Tirée du logiciel Spine Surgery Simulator (S3))

La scoliose idiopathique cause une courbure du rachis dans le plan frontal et une perturbation des courbures physiologiques spatiales du rachis dans le plan sagittal (cyphose et lordose), ce qui entraîne un réel déséquilibre du corps humain, des incurvations latérales accompagnées de torsion sur plusieurs vertèbres sont créées provoquant ainsi la gibbosité, c'est-à-dire un débalancement des épaules <sup>(White et Panjabi, '90)</sup>. Ces courbures peuvent être identifiées par un examen physique et être confirmées sur la radiographie (Figure 2.5).



**Figure 2.5: Radiographies frontale et sagittale du rachis d'un individu atteint d'une scoliose idiopathique**

Dans le plan frontal, on observe une courbure ou une succession de plusieurs courbures inversées, déséquilibrantes ou non (Figure 2.8). Ces courbures présentent une vertèbre apicale (VA : la plus latérale) et sont encadrées par deux vertèbres jonctionnelles (les plus inclinées et appelées aussi vertèbres limites VL).

L'angle de Cobb <sup>(Cobb '48)</sup> est alors mesuré sur la radiographie frontale entre le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure (VLS) et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (VLI). De la même manière, dans le plan sagittal, sont mesurées la cyphose thoracique (le plus souvent entre T4 et T12) et la lordose lombaire (entre T12 ou L1 et L5).

La radiographie en inclinaison latérale permet surtout de déterminer les vertèbres limites d'une courbure scoliotique, non plus en fonction de leur inclinaison dans le plan frontal mais en fonction de la mobilité intervertébrale apparente dans ce mouvement latéral <sup>(Cotrel'86)</sup>. Les vertèbres limites, supérieure et inférieure, sont alors définies comme celles situées au dessus et en dessous des premiers disques mobiles d'une courbure, dans l'inclinaison du côté de la convexité.

L'aspect tridimensionnel de la scoliose, décrit plus tard de façon segmentaire par *Perdriolle* <sup>(Perdriolle'79)</sup> et *Dubousset* <sup>(Dubousset'94)</sup>, nécessite de prendre en compte les orientations vertébrales dans les autres plans, et notamment la rotation axiale. Les courbures scoliotiques montrent alors un maximum de rotation vertébrale axiale en zones apicales (couplée à un minimum de rotation intervertébrale axiale), tandis qu'en zones jonctionnelles, la rotation intervertébrale axiale est maximale (et la rotation vertébrale axiale, minimale). La vertèbre présentant le minimum de rotation axiale vertébrale est appelée vertèbre neutre. Ces observations correspondent à un phénomène de torsion. Cette torsion entraîne aussi une mise en lordose des vertèbres en zone apicale, effaçant notamment la cyphose physiologique au niveau thoracique. Ces aspects contribuent à la structuralisation de la courbe scoliotique. Ils sont liés à la progression de la déformation, à sa rigidité et donc à sa difficulté à être corrigée.

La déformation globale du rachis s'accompagne d'une déformation, essentiellement en zone apicale, des vertèbres et du thorax en rapport avec l'asymétrie de croissance (liée à une inégalité de contrainte sur le rachis). La vertèbre se déforme dans les trois dimensions de l'espace. On observe la cunéiformisation du corps vertébral, l'asymétrie des pédicules et des apophyses. En région thoracique, la rotation vertébrale axiale s'exteriorise par l'apparition de gibbosités (proéminence de la côte) qui sont situées du côté convexe de la courbure.

### 2.2.2 Classification de la scoliose idiopathique

Dans la planification préopératoire de la scoliose idiopathique adolescente, la sélection des niveaux de fusion demeure l'un des points les plus controversés. Plusieurs classifications ont ainsi vu le jour afin de faciliter la sélection des niveaux de fusion <sup>(King-Moe'83; Lenke'98; Qiu'05)</sup>.

La classification de King-Moe <sup>(King-Moe'83)</sup> fut pendant plusieurs années la référence des chirurgiens orthopédistes. Elle se divise en 5 catégories de courbures thoraciques déterminées en fonction de l'amplitude et du degré de flexibilité des courbures.

Avec l'arrivée des systèmes d'instrumentation moderne et en tenant compte par ailleurs des raisons intrinsèques et extrinsèques (faible fiabilité intra- et interobservateur <sup>Lenke' 98; Cummings'98</sup>) liées à sa classification, le système de King-Moe ne suffit plus au mode d'évaluation de la scoliose.

En 2001, Lenke et coll. ont proposé une classification plus complète et élaborée. Considérant à la fois les plans frontal et sagittal de déformation, cette classification propose une compréhension bidimensionnelle des courbures SIA, une base de traitement opératoire et des critères radiologiques objectifs. Lenke présente six types de courbures scoliotiques avec trois modificateurs lombaires (A, B, C) et sagittaux (-, N, +) (Figure 2.6). La répartition est de 51% pour le type 1, 20% pour le type 2, 11% pour le type 3 et 12% pour le type 5, tandis qu'elle se situe en dessous de 3% pour les types 4 et 6 <sup>(Lenke '02)</sup>.

Selon que les observateurs soient expérimentés ou non, selon que les radiographies présentées soient prémesurées ou non, la classification de Lenke démontre une fiabilité de faible à médiocre ( $k_{\text{appa}}=0.26-0.39$ ) <sup>(Lenke '98; Ogon'02; Richards'03)</sup>.

Criteria for curve classification			
Curve type	Proximal thoracic	Main thoracic	Thoracolumbar/lumbar
1	Non-structural	Structural (major*)	Non-structural
2	Structural	Structural (major*)	Non-structural
3	Non-structural	Structural (major*)	Structural
4	Structural	Structural (major*)	Structural
5	Non-structural	Non-structural	Structural (major*)
6	Non-structural	Structural	Non-structural (major*)
*Major=largest Cobb measurement, always structural; minor=all other curves with structural criteria applied.			
Location of apex (SRS definition)			
Curve	Apex		
Thoracic	T2/T11-L2 disc		
Thoracolumbar	T12/L1		
	L1/2 disc/L4		
Modifiers			
Lumbar spine modifier	CSVL to lumbar apex	Thoracic sagittal profile	Modifiers
A	CSVL between pedicles	T5-T12	A B C
B	CSVL touches apical body(ies)	(Hypo) <10°	
C	CSVL completely medial	N (Normal) 10°-40°	
		+ (Hyper) >40°	
Curve type (1-6) + lumbar spine modifier (A, B or C) + thoracic sagittal modifier (-, N or +)			
SRS=Scientific Research Society, CSVL= centre sacral vertical line. Modified from ref 1 with permission.			

Lumbar Spine Modifier	Curve Type (1-6)					
A (No to Minimal Curve)	Type 1 (Single Thoracic)	Type 2 (Double Thoracic)	Type 3 (Double Major)	Type 4 (Triple Major)	Type 5 (TLA)	Type 6 (TLA-MT)
	1A*	2A*	3A*	4A*		
B (Moderate Curve)	1B*	2B*	3B*	4B*		
C (Large Curve)	1C*	2C*	3C*	4C*	5C*	6C*
Possible Sagittal structural criteria (To determine specific curve type)	Normal	PT Kyphosis	TL Kyphosis	PT+TL Kyphosis		

\* T5-T12 sagittal alignment modifier: -, N, or + N: 10-40°  
 +: <10°  
 -: >40°

Figure 2.6 : Classification de Lenke (Lenke'01)  
 (Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic)



### 2.2.3 Méthode d'évaluation de la scoliose

Il existe plusieurs méthodes d'évaluation du degré de sévérité des déformations scoliotiques tridimensionnelles, dont l'approche clinique. Pour pouvoir évaluer ces différentes déformations du rachis, d'autres références en plus du repère global (Plans frontal, sagittal et transverse) sont nécessaires. Ces déformations peuvent être évaluées selon quatre niveaux à l'aide de système d'axes appropriés définis par la SRS (*Scoliosis Research Society*), soient le local (basé sur la morphologie de la vertèbre), le régional (basé sur les vertèbres limites de la courbure), le spinal (basé sur le rachis) et le global (basé sur le corps humain).

#### 2.2.3.1 Approche d'évaluation clinique

L'évaluation par la radiologie du rachis, avec vues postéro-antérieure et latérale est la plus courante pour la scoliose. Dans le plan frontal, l'amplitude des courbures scoliotiques est mesurée par l'angle de Cobb (Figure 2.7). Ce dernier peut être mesuré sur des radiographies. La méthode de Cobb demeure assez reproductible avec une variabilité interobservateur de  $\pm 2,5$  à  $3,2^\circ$  (Prujjs'94; Le Blanc'96). Le test de bending permet d'évaluer la flexibilité et la souplesse des courbures à l'aide de radiographies en inflexion latérale. Il s'avère essentiel dans la détermination des niveaux de fusion.

L'aspect tridimensionnel de la scoliose a nécessité de créer plusieurs indices cliniques en fonction des différents plans de référence pour l'évaluation 3D des courbures scoliotiques (tableau 2.1).

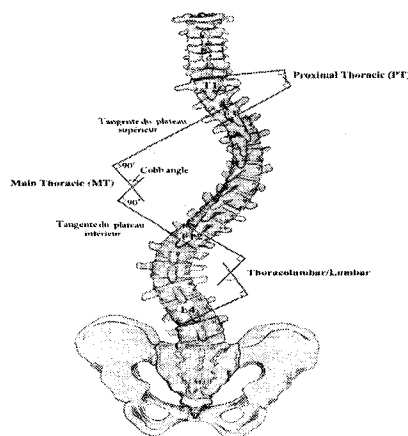


Figure 2.7: Mesure de l'angle de Cobb dans le plan frontal

Tableau 2.1 : Synthèse des indices cliniques		
	Indices cliniques	Descriptions
Plan frontal	Translation vertébrale apicale	Distance horizontale en millimètre entre la ligne centrale sacrale (CSVL) et la vertèbre apicale (VA). (Figure 2.8)
	Déjettement (balance) coronal	Distance horizontale en millimètre entre la vertèbre C7 et la ligne centrale sacrale (CSVL). (Figure 2.9)
	Rapport côte corps vertébrale apicale (AVB-R) (Apical vertebral body rib ratio)	Rapport des mesures linéaires des frontières latérales des vertèbres thoraciques apicales et de la paroi de la poitrine (chest wall).
	La différence étendue de la côte apicale (ARSD) (Apical rib spread difference)	Différence de la somme des distances intercostales gauche et droite des cinq segments périapicals.
	Cobb Proximal thoracique (PT)	Angle caractérisant une courbure formée par une ligne tangente au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et ligne tangente au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure. (Figure 2.7)
	Cobb Thoracique principal (MT)	
	Cobb Thoracolombaire / lombaire (TL/L)	
Plan sagittal	Cyphose thoracique	Angle formé entre le plateau supérieur de T4 et plateau inférieur de T12. (Figure 2.11)
	Lordose lombaire	Angle formé entre le plateau supérieur de L1 et le plateau inférieur de S1. (Figure 2.11)
	Déjettement (balance) sagittal	Distance entre la vertèbre médiane C7 et le coin supérieur postérieur du sacrum (Figure 2.12)
Plan Transverse	Rotation axiale vertébrale PT	Rotation au niveau de la vertèbre sommet. Par la méthode de Nash et Moe, la vertèbre sommet est divisée en six grades. On utilise le repère du pédicule convexe dont la projection semble s'éloigner progressivement du bord convexe du corps vertébral au fur et à mesure que la rotation augmente. (Figure 2.10)
	Rotation axiale vertébrale MT	
	Rotation axiale vertébrale TL/L	
	Gibbosité	Asymétrie de la géométrie du dos par la présence d'une difformité de la cage thoracique.
Source: SRS Terminology Committee and Working Group on Spinal Classification; M. Guillaumat, Revue du Rhumatisme 2004, Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte jeune; Stokes, 1994		

(Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic)

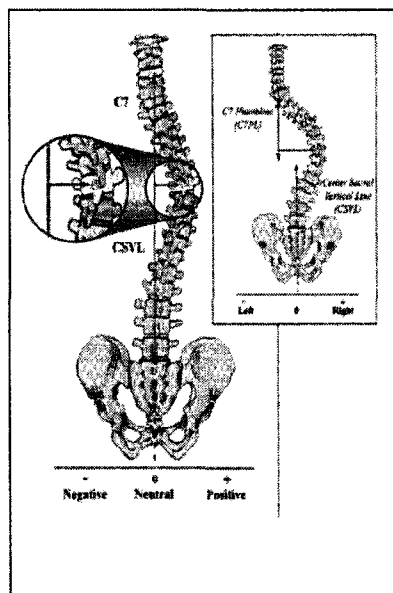


Figure 2.8: Mesure de la distance vertébrale apicale

(Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic)

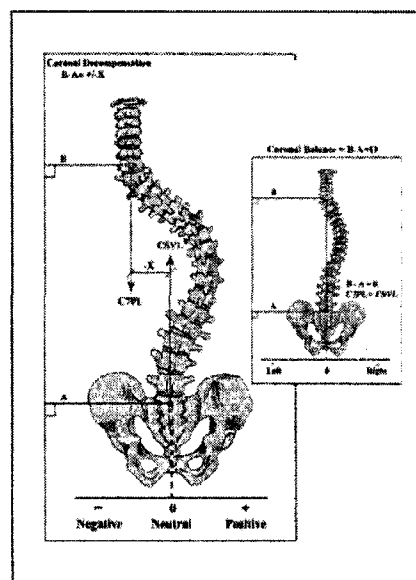


Figure 2.9: Équilibre coronal

Concave (left)	Right Thoracic Scoliosis	Convex (right)
		Grade
Pedicles are symmetric		Neutral (0)
Pedicle is at the edge of the vertebral body		Grade I
Pedicle is disappearing		Grade II
Pedicle has disappeared		Grade III
		Grade IV

Figure 2.10: Mesure de la rotation axiale vertébrale  
(Radiographic measurement manual, autorisé par Medtronic)



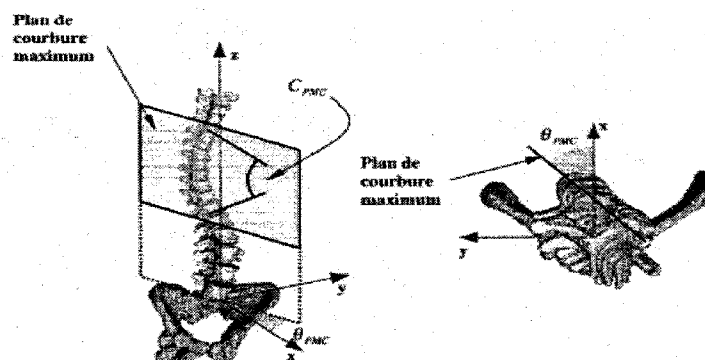


Figure 2.13: Calcul de l'angle de Cobb dans le plan de déformation maximale et l'orientation de ce dernier par rapport au plan sagittal (Aubin'99)

### 2.3 Le traitement par instrumentation chirurgicale postérieure

Lorsque la déformation scoliotique est importante ( $\theta_{\text{Cobb}} > 40^\circ\text{-}50^\circ$ ) et ne cesse de progresser (Roach'99), un traitement chirurgical doit être envisagé. Avec les récentes avancées des systèmes d'instrumentation, les chirurgiens orthopédistes disposent d'un large choix d'instrumentation dans leur planification préopératoire pour réaliser les différents buts correctionnels recherchés. Plusieurs combinaisons peuvent être créées, allouant ainsi aux chirurgiens une plus grande flexibilité dans leurs stratégies, et leur permettant par conséquent de mieux répondre aux besoins inhérents de correction. Cette chirurgie du rachis scoliotique est mise en place grâce à une instrumentation composée, généralement, de crochets, de vis et de tiges. La diversité de ces éléments permet aux chirurgiens d'appliquer les efforts sur les vertèbres désirées quelque soit le niveau de fusion choisi d'un patient afin de réduire et de stabiliser au maximum les déformations scoliotiques dans les trois plans, d'empêcher la progression à long terme, de diminuer la gibbosité, de restaurer une posture «équilibrée», et d'obtenir des résultats satisfaisants en termes de douleur et de fonctionnalité pour le patient, tout en gardant les segments instrumentés à un minimum (Bridwell'99). Ce traitement repose en grande partie sur la fusion des vertèbres entre elles, pour éviter ainsi l'aggravation de la scoliose, que l'on nomme arthrodèse vertébrale. Il entraîne généralement des effets psychologiques et physiques aggravants pour le patient. Aussi génère-t-il des coûts importants pour la société. Il est donc primordial que ce traitement soit le plus efficace possible.

## 2.4 Évolution de l'instrumentation chirurgicale postérieure

L'instrumentation Harrington est apparue en 1960 comme premier traitement chirurgical moderne. Ce traitement consistait à fixer des crochets aux éléments postérieurs des vertèbres limites supérieures (VLS) et inférieures (VLI), et de fournir une distraction à l'aide d'une tige du côté concave de la courbure scoliotique (Harrington '88). Ce système s'est révélé instable. En effet, il suffisait qu'un seul implant cède pour que tout le système flanche. De plus, cette instrumentation était limitée, car elle considérait seulement le plan frontal de déformation. Elle provoquait ainsi le phénomène du dos plat (*flatback*) (Duhaime '82, Lagrone '88) en effaçant les courbures physiologiques sagittales du rachis. Afin de contrer ces difficultés, une génération d'instrumentation dites segmentaires (agissant à chaque niveau vertébral) a été proposée par Resina et Alves (Resina '77) puis rendue populaire par Luque (Luque '82). Cette technique de translation utilisant des tiges pré-cintrées et des fils sous-laminaires, permet d'envisager une correction non seulement dans le plan frontal, mais également sagittal et ne nécessite pas d'immobilisation postopératoire. Depuis, les systèmes d'instrumentation n'ont jamais cessé d'évoluer, allant d'une correction bidimensionnelle, considérant à la fois le plan frontal et sagittal, à une correction tridimensionnelle.

Le principe de correction chirurgicale 3D est apparu dans les années 80 avec l'apparition de la technique Cotrel-Dubousset (CD) (Cotrel '84, '88, Zeller '99). Cette technique dite multi-segmentaire est constituée d'implants métalliques rigides tels que les crochets pédiculaires, les vis, et les deux tiges préformées permettant la manœuvre de dérotation. Cette technique est avantageuse, tant au niveau des corrections dans les trois plans de l'espace qu'au niveau de sa stabilité. Dans cette génération d'instrumentation, les auteurs proposent d'inclure le dispositif de traction transverse (DTT) et des crochets ouverts (que l'on vient ensuite fermer sur la tige à l'aide de bouchons vissés). Plusieurs types d'instrumentation inspirés de CD ont vu le jour par la suite (CD Horizon, CD Legacy, Monarch, etc.). Ces instrumentations sont utilisées avec différentes techniques chirurgicales: compression-distraction, translation, rotation de la tige, *le cantilever*, la dérotation vertébrale directe (*direct apical vertebral derotation*, DAVD) et cintrage in situ de la tige (*in-situ bending*). La

technique du cintrage in situ a été développée par Jackson à la fin des années 80 pour corriger la perte de lordose dans les fractures lombaires <sup>(Jackson'96)</sup>. Les mêmes principes ont été adaptés à la scoliose <sup>(Steib'94)</sup>, la correction est obtenue progressivement en modelant la tige concave directement attachée aux vertèbres.

Plusieurs publications <sup>(Delorme'99, '00, '00a)</sup> ont prouvé clairement qu'une correction 3D d'environ 60 à 70% de la colonne vertébrale est obtenue avec les nouveaux systèmes. Le travail effectué par Sawatzky a également permis la documentation d'une correction de la déformation tridimensionnelle du rachis scoliotique <sup>(Sawatzky '98)</sup>. Cependant, la correction dans le plan transverse reste toujours controversée <sup>(Lenke '92, Lenke '95, Jarvis'96, Bridwell'99)</sup>.

Des agrafes à mémoire de forme ont récemment été utilisées afin de corriger la déformation scoliotique <sup>(Betz'03, Braun'06)</sup>. Cette technique d'intervention chirurgicale est minimalement invasive. Les agrafes sont implantées sur le côté convexe de la courbure. Le réchauffement de l'agrafe dû à la température du corps la referme et exerce une force de compression sensée moduler de façon positive la croissance.

De nos jours en bloc opératoire, un ensemble de techniques chirurgicales est couramment utilisé en complément à l'instrumentation proprement dite : la traction peropératoire (avec halo crânien), les potentiels évoqués, le « cellsaver » (récupérateur de sang) et le réveil peropératoire qui permettent d'améliorer le pronostic chirurgical. Les techniques (compression-distraktion, translation, rotation de la tige et in situ bending) ainsi que les instrumentations postérieures modernes (deux tiges inter-connectées et combinées à de nombreux crochets et vis) sont toujours associées à une greffe osseuse, et leur stabilité permet le lever postopératoire précoce.

## ***2.5 Biomécanique du traitement par instrumentation chirurgicale postérieure***

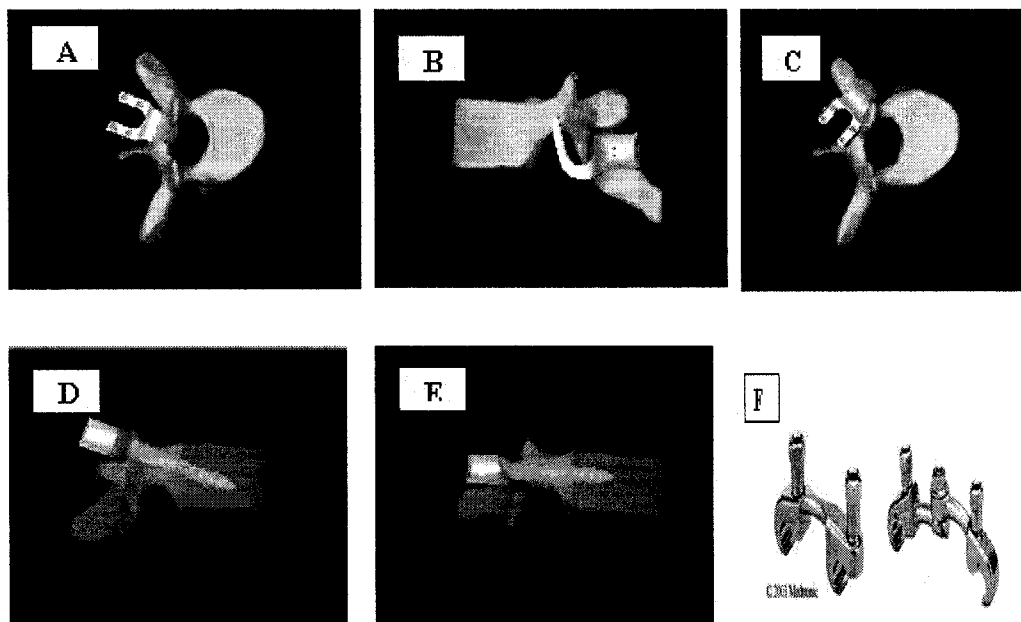
La réduction des courbures scoliotiques est réalisée par l'attachement au rachis d'une instrumentation permanente de correction. Selon l'endroit de fixation sur le rachis, les systèmes d'instrumentation sont de type postérieur (implants insérés sur la lame de la vertèbre) ou antérieur (implants insérés sur le bord du corps vertébral). Cette étude traite des systèmes de type postérieur. Le rôle de ce système est de créer des

efforts pour réduire les déformations scoliotiques du rachis et maintenir la correction. Ces efforts sont principalement générés par des tiges dont la forme est proche de celle du rachis sain. Les tiges sont attachées au rachis grâce à des implants (vis, crochets) (Figure 2.14) ou à des fils d'acier qui se fixent sur les vertèbres. Une fois le système installé, il forme avec le rachis un assemblage relativement rigide. Les systèmes d'instrumentation sont généralement faits en alliage d'acier inoxydable ou en titane. Le corps fileté de la vis s'insère à travers la lame et dans le canal pédiculaire, de chaque côté de la vertèbre, jusqu'au corps vertébral. Il existe des vis fixes et multiaxiales. La particularité de la vis multiaxiales est que la partie de la vis qui s'attache à la tige est mobile par rapport à la partie qui se fixe à la vertèbre. La rotation entre les deux parties est libre autour de l'axe longitudinal de la vis et limitée à quelques degrés autour de deux autres axes.

La trajectoire des vis pédiculaires influence la rigidité de la fixation. La technique straight-forward augmente de 39% la torsion d'insertion maximum et de 27% la force d'arrachement comparativement à la technique anatomique <sup>(Lehman'03)</sup>. Les crochets s'attachent sur l'arc vertébral et sont classés selon l'endroit de fixation sur la vertèbre. Il existe des crochets laminaires inférieurs ou supérieurs, des crochets d'apophyse transverses ou pédiculaires. Chacun de ces types peut se présenter avec plusieurs morphologies pour s'adapter aux variations géométriques des vertèbres. Pour augmenter la rigidité de la fixation avec la vertèbre, certains crochets disposent de vis de fixation ou d'agrafes qui se serrent contre la surface osseuse. Des tests sur spécimens cadavériques ont permis d'établir que la charge maximale pour les vis pédiculaires est de 658 N <sup>(Heller'99)</sup>. La force d'arrachement axiale et tangentielle des vis pédiculaires est significativement plus élevée que celle des crochets pédiculaires et supra-laminaires (T4-T8: 531 N versus 321 N, T9-T12: 807 N versus 600 N,  $P < 0.05$ ) <sup>(Liljenqvist'01,'02, Hackenberg'02)</sup>. Les tiges ont une section transversale circulaire constante, parfois avec une texture diamantée sur la surface, pour une meilleure adhérence des implants. Le diamètre varie généralement entre 4.0 et 7.0 mm et la longueur est choisie selon le type et l'étendue de la scoliose. L'alliage d'acier inoxydable confère aux tiges un niveau de rigidité relativement élevé. Le module d'élasticité est de 194 GPa tandis que la limite d'élasticité est de 450 MPa. La



rigidité de la tige est supérieure pour forcer le rachis à se déformer et à s'ajuster selon la forme de la tige. Pour donner une forme à la tige (manœuvre de cintrage) avant son installation sur le rachis, le chirurgien utilise des pinces qui donnent une déformation plastique permanente à la tige. La tige est généralement déformée dans un plan, pour s'ajuster aux courbures physiologiques du plan sagittal du rachis et pour éliminer les courbures dans le plan frontal. Un ensemble de deux tiges, une pour chaque côté du rachis, est habituellement employé pour corriger la déformation scoliotique. Des barres transversales rigides (Crosslinks) (Figure 2.24) peuvent connecter les deux tiges pour augmenter la rigidité du système après la chirurgie (Dubousset '93). Une greffe osseuse est déposée sur l'espace postérieur avivé du rachis à l'endroit de la section instrumentée, après la résection des apophyses épineuses. La fusion osseuse a lieu dans les semaines suivant la chirurgie et assure alors une stabilisation complète de la section instrumentée du rachis.



**Figure 2.14: Types d'implants chirurgicaux (A : Crochet laminaire supérieur, B : crochet pédiculaire inférieur, C : crochet transverse, D : vis multiaxiale, E : V vis monoaxiale, F : Crosslinks).**

*(Tirée du logiciel Spine Surgery Simulator)*

## **2.6 Simulations numériques du traitement par instrumentation chirurgicale**

Afin d'améliorer la compréhension de la biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique, plusieurs modèles biomécaniques simulant les principales étapes d'instrumentation ont été développés au cours des dernières années (Stokes'93, Poulin'98, Petit'03, Stirbu'03, Aubin'03, Luce'04, Lafage'04, Desroches'07, Lafon '08, Aubin'08).

Ces modèles analytiques constituent des outils permettant de simuler et d'anticiper la correction d'une chirurgie et d'aider, par le fait même, les chirurgiens dans leurs choix de stratégies d'instrumentation chirurgicale pour un patient spécifique.

Deux approches ont été principalement utilisées pour modéliser le rachis scoliotique et l'instrumentation chirurgicale, soit l'approche par multi-corps flexibles et l'approche par éléments finis qui inclut à la fois la statique et la dynamique. L'approche par éléments finis est une méthode numérique qui consiste en la discrétisation d'une géométrie complexe en géométries élémentaires simples appelées éléments finis. Les solides y sont définis par un ensemble de nœuds qui sont reliés entre eux pour former des éléments auxquels sont attribués des propriétés mécaniques. Lors de simulations, une méthode itérative est utilisée pour converger vers un équilibre du système. Les modèles de simulation de l'instrumentation utilisent cette méthode car elle permet le calcul des contraintes et des déformations internes des éléments. Gardner-Morse et coll. ont proposé un modèle par élément finis servant à la simulation de l'instrumentation du rachis avec le système cotrel-Dubousset (Gardner-Morse'94). Le modèle comporte sept vertèbres reliées entre elles par des poutres décentrées de 30 mm du centre des corps vertébraux. Le Borgne (Le Borgne'98) et Lafage (Lafage'04) ont simulé la manœuvre de rotation de la tige utilisée lors de l'instrumentation cotrel-Dubousset à l'aide du modèle par éléments finis développé par Aubin et coll. (Aubin'95). Les propriétés mécaniques ont été personnalisées à partir de tests en inflexion latérale. Les résultats obtenus par Le Borgne et coll. sur un seul patient ont tout de même démontré la possibilité de simuler les manœuvres chirurgicales avec le modèle par éléments finis (Le Borgne'98). Lafage et coll. ont montré une similitude entre les simulations des dix patients scoliotiques et leurs données post-opératoires (la moyenne de différence est de moins

de 5 °). Dumas et coll. (2007) ont repris le modèle d'éléments finis de Lafage et coll. (2004) afin de simuler cette fois ci une autre technique chirurgicale, in situ contouring, différente de la technique de rotation de la tige simulée lors des autres études précédentes <sup>(Borgne'98, Lafage'04)</sup>. Dans cette technique <sup>(Steib'04)</sup>, la correction a été obtenue progressivement en utilisant successivement la manœuvre de flexion (bending) sur la tige directement attachée aux vertèbres du rachis. Deux cas cliniques, une hypercyphose et l'autre scoliotique ont servi lors de cette étude. Les résultats de simulation ont été comparés à des mesures 3D post-opératoire. La moyenne de différence pour la rotation vertébrale a été de moins de 5°. Les résultats de cette étude démontrent la possibilité d'utiliser ce modèle d'éléments finis afin de prédire les corrections obtenues suite à une chirurgie. La littérature rapporte que les modèles par élément fini <sup>(Gardner-Morse'94, Stokes'93; LeBorgne'98)</sup> montrent des difficultés de convergence et des erreurs numériques <sup>(Stokes'99, Aubin'03)</sup>. Ces problèmes peuvent être causés par les non-linéarités des éléments finis, par les discontinuités et les différences de rigidité entre les éléments déformables (la matrice ne se réactualise pas) <sup>(Stokes'99)</sup> et par l'amplitude trop élevée que subissent les structures anatomiques modélisées lors de leurs déplacements <sup>(Poulin'98; Aubin'03)</sup>. Les récentes études de la modélisation biomécanique par éléments finis <sup>(Lafage'04, Dumas '07)</sup> n'ont pas rencontrés ces problèmes de non convergence.

À l'aide de la technique des multi-corps flexibles, Poulin <sup>(Poulin'98)</sup> et Aubin <sup>(Aubin'03)</sup> ont mis au point un modèle cinématique utilisant les mécanismes flexibles pour contrer les difficultés de la méthode par éléments finis. Cette approche est simplifiée à un ensemble de corps rigides reliés par des composantes déformables (ressort, poutre) et non-déformables (les liaisons cinématiques élémentaires). Le système de cette méthode est alors décrit par les équations dynamiques du mouvement et par des équations algébriques qui déterminent les contraintes de mouvement entre les corps rigides. Le modèle multi-corps flexibles est caractérisé par un nombre réduit de degrés de liberté, une représentation réaliste des mécanismes des systèmes d'instrumentation et des gestes chirurgicaux, une réduction des problèmes de convergence et par un temps de calcul très court. Étant donné que la modélisation

biomécanique par multi-corps flexibles est celle utilisée lors de ce projet, cette approche sera détaillée dans la section 2.7

## **2.7 Revue des travaux antérieurs de notre équipe**

Au cours des 20 dernières années, notre équipe a développé différents outils pour l'évaluation de la scoliose et du traitement par instrumentation chirurgicale. Un modèle géométrique 3D de la colonne vertébrale, du bassin et de la cage thoracique peut être obtenu pour un patient donné grâce à une technique stéréoradiographique (Aubin '95, Cheriet '99, Delorme '03, Cheriet '07, Kadoury '07)

Des travaux s'échelonnant sur plus de 10 ans ont porté sur la modélisation de la colonne vertébrale et de la simulation de chirurgies par l'approche multi-corps flexibles. Un logiciel support (ADAMS de MSC Software, Ann Arbor, MI) a été utilisé.

Les premiers travaux de Poulin ont porté sur la simulation de la chirurgie avec le système d'instrumentation Universal Spine System<sup>(Poulin '98)</sup>. La géométrie du modèle est personnalisée à partir de la reconstruction 3D des patients (Figure 2.15). Les vertèbres sont modélisées par des corps rigides et l'ensemble des structures intervertébrales (disques, ligaments, facettes articulaires) par des éléments flexibles de type poutre de Timoshenko<sup>(Gardner-Morse '90)</sup>.

Les implants (vis, crochet et tige) ont été modélisés par des corps rigides. Ce modèle a été utilisé pour simuler l'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon (CDH) et les résultats chirurgicaux documentés de trois patients présentant la scoliose idiopathique ont été comparés avec les prévisions du modèle multi corps flexible pour la simulation des manoeuvres chirurgicales de CDH<sup>(Poulin '98, Aubin '03)</sup>. Les résultats obtenus présentent une meilleure adéquation dans le plan frontal que dans le plan sagittal. De légères différences inférieures à 6° ont été trouvées pour la courbure thoracique et la cyphose. La rotation axiale de la vertèbre apicale et l'orientation du plan de déformation maximale comparées à la courbure post-opératoire réelle du patient ont donné aussi de faibles différences allant de 1° à 8°. Cependant

l'adéquation entre les simulations et les données post-opératoires permet à l'auteur de constater la faisabilité de la modélisation des chirurgies d'instrumentation du rachis à l'aide d'un modèle par multi-corps flexibles.

Par la suite, le modèle du rachis a été amélioré et exploité afin de simuler les chirurgies d'instrumentation Colorado II (Medtronic Sofamor-Danek) <sup>(Petit'03, Vernist'03)</sup>. Les éléments intervertébraux sont représentés par des joints sphériques et des ressorts en torsion. Petit a montré que les résultats dans les plans frontal et sagittal ainsi que pour le plan de déformation maximale ne présentent aucune différence significative par rapport aux données postopératoires <sup>(Petit'03)</sup>. Verniest a intégré les connaissances acquises auprès d'un chirurgien afin d'obtenir une simulation des manoeuvres chirurgicales plus réaliste <sup>(Verniest'03)</sup>. Il a simulé les deux tiges indiquant que la deuxième tige améliore la correction des courbures sagittales. Un cas réel de chirurgies a été simulé et les résultats de la simulation ont été comparées à des données radiographiques post-opératoires. Cependant, la différence entre ses simulations et les résultats post-opératoires étaient assez élevées (une cyphose sur-correctée de 4° et une rotation axiale au niveau de vertèbre apicale sur-correctée de 35°). Il a aussi souligné que la liaison implant-vertèbre, la séquence de positionnement des tiges et la représentation vertébrale des points restent à améliorer. Parmi les modèles d'instrumentation chirurgicale étudiés, Stirbu a modélisé la tige comme un corps déformable. Il a démontré que la flexibilité de la tige pourrait avoir une influence sur le résultat des simulations, principalement dans la direction latérale <sup>(Stirbu'04)</sup>.

Luce a modélisé la liaison intervertébrale par un joint «Field» qui s'apparente à un ressort à 6 dimensions, ce qui correspond mathématiquement à une matrice de rigidité 6X6 contrôlant les forces transmises en conséquence des déplacements imposés à l'une ou l'autre des deux vertèbres. Ce joint permet même de généraliser des forces tant linéaires que non linéaires <sup>(Luce'04)</sup>.

Desroches a développé un modèle biomécanique multi-corps flexibles pour la simulation de chirurgies d'instrumentation antérieure, les vertèbres et les implants

sont représentés par des corps rigides tandis que les tiges sont composées de segments rigides assemblés par des segments flexibles<sup>(Desroches'06)</sup>. Les liaisons intervertébrales et implant/vertèbre ont été modélisées avec un élément Field. Dix cas de chirurgies d'instrumentation réelle ont été simulés et les résultats des simulations ont été comparés aux données post-opératoires. Cette comparaison a démontré qu'il était possible de prédire avec une différence de moins de 5 degrés les corrections obtenues dans les plans frontal et sagittal.

Les modèles biomécaniques de Poulin<sup>(Poulin'98)</sup>, Petit<sup>(Petit'03)</sup> et Aubin<sup>(Aubin'03)</sup>, suivis des améliorations de Stribu<sup>(Stribu'04)</sup> et de Luce<sup>(Luce'04)</sup>, ont permis de développer un logiciel de planification d'instrumentation chirurgicale (S3).

S3 permet de simuler, de façon virtuelle, les manœuvres d'une intervention chirurgicale, notamment les gestes chirurgicaux, tels que : la pose de différents implants (crochets pédiculaires, transverses, supra- et infra-laminaires; vis pédiculaires mono- et multiaxiales), la détermination de la localisation (niveaux de fusion) et de la trajectoire (anatomique ou straight-forward) de ces implants, le choix de la forme, du diamètre et de l'attachement de la tige, ainsi que les techniques peropératoires (dérotation, DAVD, cantilever, compression et distraction) (Figure 2.16). Ce logiciel a permis d'étudier les stratégies opératoires adoptées par les chirurgiens<sup>(Aubin'06, Robitaille '07)</sup>, ainsi que l'effet post-instrumentation de plusieurs stratégies d'instrumentation sur les mêmes patients scoliotiques<sup>(Robitaille '08)</sup>. Le but à long terme de ce logiciel est d'aider à la planification de la chirurgie de la scoliose idiopathique en aidant les chirurgiens dans leurs choix de stratégies d'instrumentation chirurgicale et en leur permettant de trouver la meilleure stratégie (optimale) opératoire pour un patient spécifique. Une étude de validation de S3 a récemment été publiée<sup>(Aubin'08)</sup>. Dans cette étude, 10 cas scoliotiques ont été simulés et leurs résultats de correction s'accordent avec les résultats postopératoires. Une différence de moins de 5 degrés a été mesurée.



d'optimisation utilisée est une méthode automatique non linéaire. La fonction objectif est une fonction pondérée incluant la position sagittale et frontale des vertèbres ainsi que la gibbosité. Les forces optimales trouvées se situent sur la convexité des courbures. Même avec les forces optimales, la correction moyenne des courbures est faible (8% et 9% pour les courbures thoracique et lombaire), de même que la correction des rotations vertébrales, de l'angle du plan de déformation maximale et la gibbosité. Carrier a développé une méthodologie permettant d'identifier les paramètres des chirurgies costales maximisant la correction des déformations scoliotiques <sup>(Carrier'04)</sup>. Deux fonctions objectifs ont servi à caractériser la correction associée à différents éléments de la déformation (géométriques) et à caractériser le potentiel de correction à long terme selon les charges transmises aux plateaux vertébraux (mécanique). Étant donné que les processus d'optimisation dans le contexte des modèles par éléments finis impliquent des temps de calcul élevés, une approche basée sur les plans d'expériences et sur les modèles d'approximation (technique d'interpolation) a été développée. L'étude d'optimisation des paramètres de l'intervention a démontré que les chirurgies costales entraînent généralement de faibles modifications géométriques immédiates, et que les fonctions objectifs géométriques varient tout de même en fonction des paramètres et du patient. Les variations étaient principalement dues aux changements au niveau de la gibbosité et à la rotation axiale des vertèbres. L'étude a démontré qu'il n'existe pas de paramètres optimaux communs à l'ensemble des patients. Duke a utilisé un modèle d'éléments finis personnalisé d'un patient scoliotique. Six paramètres du modèle ont été manipulés dans un plan d'expérience pour recommander les emplacements optimaux des coussins avant et pendant la chirurgie de la colonne vertébrale <sup>(Duke'07)</sup>. Ces paramètres ont inclus : l'inclinaison du bassin, le positionnement et la hauteur des coussins de la poitrine, la force thoracique latérale et la force sur la gibbosité. Dix indices cliniques ont été mesurés sur le modèle géométrique. Ces indices ont été optimisés individuellement et simultanément. Les résultats ont démontré que plusieurs paramètres du modèle avaient un effet sur les indices géométriques. L'optimisation d'un indice géométrique à la fois a souvent causé une détérioration majeure des autres indices géométriques. Le modèle a démontré que le



positionnement du patient pendant la chirurgie est une étape très importante qui pourrait être exploitée pour améliorer la géométrie 3D du patient.

## **2.8. Sommaire de l'état actuel des connaissances**

Pour des patients présentant une scoliose grave, la chirurgie postérieure est la forme la plus commune du traitement corrigeant cette déformation. Le choix de la stratégie d'instrumentation est une étape importante dans la chirurgie qui a un impact significatif sur les résultats chirurgicaux <sup>(Robitaille '08)</sup>. Des modèles ont été employés pour simuler l'instrumentation chirurgicale, mais n'ont pas encore été employés pour optimiser les stratégies opératoires et fournir aux chirurgiens un système d'aide qui leur permettra de choisir objectivement la meilleure configuration. Les résultats de l'étude réalisée par notre équipe montrent une large variabilité des stratégies d'instrumentation parmi 32 chirurgiens <sup>(Robitaille '07)</sup>. D'autres recherches sont nécessaires pour standardiser les stratégies d'instrumentation afin de minimiser l'effet de cette variabilité sur les résultats chirurgicaux. C'est d'ailleurs le principal défi des spécialistes de la scoliose.

La revue de la littérature a permis de faire ressortir des aspects importants directement liés à ce projet de recherche :

- 1) de récentes technologies d'instrumentation permettent des possibilités accrues de correction chirurgicale. Cependant, la complexité de la planification et des procédures chirurgicales a augmenté;
- 2) les configurations d'instrumentation optimum sont très controversées, ainsi aucun choix normalisé d'instrumentation ne garantit des résultats optimaux;
- 4) un compromis doit exister entre la correction des indices cliniques géométriques et les forces générées dans le rachis lors des choix d'instrumentation des chirurgiens orthopédistes <sup>(Zeller '99)</sup> ;
- 5) les choix d'instrumentations des chirurgiens orthopédistes dépendent de leurs philosophies de correction et de leurs expériences face à certains types de déformations scoliotiques;
- 7) il existe une grande variabilité dans les choix d'instrumentation pour des patients scoliotiques <sup>(Aubin '06, Robitaille '07)</sup>;

- 8) le choix d'instrumentation a un effet réel sur la correction chirurgicale<sup>(Robitaille '08)</sup>;
- 9) il n'y a pas de modélisation biomécanique ou d'outils analytiques validés, utilisables et utiles dans un environnement clinique, pour spécifier la stratégie opératoire optimale.

## Chapitre 3 Hypothèses, objectifs et cadre méthodologique

Ce chapitre présente les hypothèses et les objectifs liés à la problématique précédemment énoncée, et aborde la méthodologie utilisée pour la réalisation du projet.

**L'objectif général** de ce projet de recherche est de développer et d'exploiter une méthode d'optimisation afin de déterminer une configuration opératoire optimale permettant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique.

**L'hypothèse principale** de recherche que nous souhaitons vérifier stipule qu'il existe une stratégie opératoire permettant une correction optimale 3D du rachis scoliotique.

Les hypothèses examinées dans ce projet de recherche sont:

**H1:** Il y a une variabilité statistiquement significative dans les objectifs correctionnels des chirurgiens du rachis scoliotique.

**H2:** Il existe une stratégie opératoire optimale, personnalisée par l'objectif correctionnel du chirurgien, pour un patient scoliotique.

**H3:** Il existe un effet significatif des objectifs de correction de différents chirurgiens sur leurs stratégies opératoires du rachis scoliotique.

Dans le cadre de cette recherche, Ces hypothèses seront vérifiées par la réalisation de quatre objectifs spécifiques :

**Objectif 1** : Documenter et analyser la variabilité entre les objectifs de correction de différents chirurgiens lors de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique.

**Objectif 2:** Formuler le problème d'optimisation afin de développer la fonction-objectif

à optimiser. Pour ce faire, il nous faut:

- Identifier les paramètres caractérisant une correction 3D pour différents objectifs de correction et pour des patients présentant différents patrons du rachis scoliotique.
- Pondérer ces paramètres selon leur importance.
- Formuler la fonction-objectif à optimiser.

**Objectif 3:** Développer une approche d'optimisation et l'exploiter afin de déterminer une

configuration opératoire optimale donnant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique.

**Objectif4:** Analyser l'impact des objectifs de correction sur l'instrumentation chirurgicale

ainsi que sur les corrections chirurgicales du rachis scoliotique.

Ces objectifs ont été adressés par trois articles. Le premier objectif a été réalisé à l'aide d'un article présenté au chapitre 4. Les objectifs 2 et 3 ont été réalisés dans le chapitre 5 où le second article est intégré. Le dernier objectif est réalisé dans le troisième article présenté au chapitre 6. Afin de situer lecteur, on décrit l'approche globale de la méthodologie de la recherche.

Globalement, la méthodologie de la recherche est divisée en quatre volets :

1. Afin de documenter et analyser la variabilité entre les objectifs de correction de différents chirurgiens, deux questionnaires ont été conçus et soumis à cinquante chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group (SDSG) qui sont également membres de la Scoliosis Research Society. Le premier a évalué les objectifs de correction globaux, alors que le deuxième s'est concentré sur les objectifs spécifiques de correction pour chacun des types de courbures scoliotiques et dans chacun des trois plans anatomiques.

Dans le premier questionnaire, les chirurgiens ont été invités à ordonner 20 différents paramètres géométriques décrivant la déformation du rachis selon leur ordre d'importance pour une correction postopératoire 3D optimale. Les participants ont été également invités à fournir leurs poids d'importance de la correction selon chacun des différents plans anatomiques (frontal, sagittal, et transverse) et selon la mobilité (niveaux non-fusionnés).

Dans le deuxième questionnaire, ces chirurgiens ont été invités à fournir leurs poids d'importance de la correction pour chacun des vingt paramètres du premier questionnaire, et ce, relativement aux six types de courbe de Lenke<sup>(Lenke'99,'01)</sup>.

L'importance et la variabilité des paramètres de correction ont été évaluées en utilisant la médiane (M) et la variation interquartile (IQR). La fiabilité du chirurgien pour déterminer les différents paramètres de la correction de scoliose a été analysée en utilisant les coefficients intra-classe de corrélation (ICC)<sup>(Shrout'79)</sup>.

2. La correction géométrique globale du rachis a été mesurée en utilisant une fonction-objectif. Cette dernière comprend 13 indices géométriques du plan frontal, sagittal et transverse décrivant la déformation tridimensionnelle du rachis scoliotique ainsi que la mobilité. Les paramètres caractérisant une correction 3D pour différents patrons du rachis scoliotique ont été choisis en se basant au départ sur les 20 paramètres utilisés lors de notre première étude (volet 1). Ces paramètres ont été choisis et jugés importants par plusieurs chirurgiens experts qui s'étaient penchés sur leur choix. Ce choix a été raffiné en fonction des commentaires du co-directeur de cette thèse (Dr Hubert Labelle). Bien qu'il puisse y avoir plusieurs façons de caractériser globalement une correction, dans ce projet nous avons retenu une forme de formulation de la fonction-objectif géométrique telle que celle proposée par Wynarsky & Schultz<sup>(Wynarsky'91)</sup>, additionnée d'un terme représentant la mobilité. La pondération de la fonction-objectif utilisée lors de cette thèse est celle du Dr Labelle selon ses objectifs de correction.

3. Le développement de la méthode d'optimisation a été effectué en se basant sur une approche combinant l'utilisation de plans d'expérience et de modèles d'approximation de la fonction-objectif (volet 2) à minimiser. Plus spécifiquement,

six paramètres d'instrumentation (limite supérieure de vertèbre instrumentée UIV, limite inférieure de vertèbre instrumentée LIV, type et nombre d'implants, la position des implants, la forme de la tige et les vertèbres instrumentées) ont été utilisés comme facteurs dans le plan d'expérience de type «Uniform Design», développé par Fang <sup>(Fang'99,'00,'02)</sup>.

702 différentes stratégies (voir annexe) ont été simulées en utilisant un modèle biomécanique multi-corps flexible <sup>(Aubin'03)</sup> (voir annexe), implanté dans un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis (S3). Le modèle est personnalisé en fonction de la géométrie réelle d'un patient scoliotique. Les données provenant de ces simulations ont permis de construire un modèle d'approximation de la fonction-objectif à l'aide de la régression linéaire. La fonction-objectif est optimisée en utilisant Matlab (fonction fmincon (problème d'optimisation non linéaire)).

4. Afin d'évaluer l'impact des objectifs de correction sur l'instrumentation chirurgicale, onze chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group ont fourni leurs objectifs de correction pour le même patient scoliotique. Ces objectifs de correction ont été utilisés comme des pondérations dans la fonction objectif (volet 2). Ces onze fonctions ont été optimisées en utilisant la méthode d'optimisation (volet3). Les onze stratégies chirurgicales optimales pour le même patient ont été obtenues. La relation entre les objectifs de correction et les stratégies chirurgicales optimales obtenues a été évaluée.

## **Chapitre 4 Étude de la variabilité des objectifs de correction du rachis scoliotique**

### ***4.1 Situation du premier article***

Le premier article porte sur une étude de variabilité entre les objectifs de correction de différents chirurgiens-orthopédistes, tel que résumé au point #1 de la page 30.

Cet article est intitulé :« Scoliosis Correction Objectives in Adolescent Idiopathic Scoliosis», et a été publié dans la revue Journal of Pediatric Orthopaedics en 2007. La contribution du premier auteur à la préparation et la rédaction de l'article est évaluée à 85%.

### ***4.2 Article #1 : Scoliosis Correction Objectives in Adolescent Idiopathic Scoliosis***

## **Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis**

Younes Majdoulina MSc<sup>1,2</sup>, Carl-Eric Aubin PhD, PEng<sup>1,2</sup>,  
Martin Robitaille MSc<sup>1,2</sup>, John F. Sarwark MD<sup>3</sup>, Hubert Labelle MD<sup>2</sup>

1. École Polytechnique de Montréal Department of Mechanical Engineering P.O. Box 6079, Station "Centre-ville" Montréal (Québec) H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center 3175, Cote Sainte-Catherine Road Montréal (Québec) H3T 1C5 CANADA
3. Department of Orthopedic Surgery, Northwestern University Feinberg School of Medicine 645 N. Michigan Ave Chicago, IL 60611 USA

### **Address for notification, correspondence and reprints:**

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.

Full Professor

Canada Research Chair 'CAD Innovation in Orthopedic Engineering'

NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics

École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Station "Centre-ville", Montréal (Québec), H3C 3A7 CANADA

E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4437; FAX: 1 (514) 340-5867

### **Acknowledgements**

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the Canada Research Chair Program and an unrestricted educational grant from Medtronic Sofamor Danek. Special thanks to members of the Spinal Deformity Study Group (SDSG): R. Betz, K. Bridwell, C. Brown, M. Diab, J. Dormans, D. Drummond, S. Glassman, N. Kawakami, A. King, T.R. Kuklo, H. Labelle, T.G. Lowe, R.E. McCarthy, S. Ondra, B.S. Richards, P. Roussouly, D.P. Roye, J.O. Sanders, J.F. Sarwark, F.J. Schwab, C. Shaffrey, D.J. Sucato, S. Suk, J.D. Thomson, S. Weinstein.



#### 4.2.1 Abstract

**Background:** A recent study revealed large variability among a group of 32 spine surgeons in the preoperative instrumentation strategies for the same 5 adolescent idiopathic scoliosis (AIS) patients. The surgical plans were determined to be surgeon and curve-type dependent. It is hypothesized that this variability may be attributed to different objectives for correction. This study is presented to document and analyze 3-dimensional (3-D) surgical correction goals for AIS as determined by a sample of experienced spine surgeons.

**Methods:** Fifty surgeons from the Spinal Deformity Study Group were surveyed and asked to rank 20 parameters of scoliosis correction and to provide weights for correction in the coronal, sagittal, and transverse planes and for mobility (number of unfused vertebrae) according to their importance for an optimal 3-D correction. Responders were also asked to complete a more detailed survey where the correction objectives were assessed for each of the 6 Lenke curve types. Importance and variability of the correction parameters were evaluated using median (M) and interquartile range (IQR) of the rank (1-20). Intraobserver reliability was assessed by means of intraclass correlation coefficients.

**Results:** Twenty-five surgeons completed the first questionnaire. There was overall agreement that sagittal (M, 1; IQR, 1) and coronal (M, 2; IQR, 0.5) balance were the most important parameters for an optimal correction. Apical vertebral rotation was the least important. All other parameters were highly variable. The Cobb angles were moderately important, with ranks between 8 and 11 (IQR, 3-5.75). Lumbar lordosis (M, 6.5; IQR, 6.5) had a better rank and consensus than thoracic kyphosis (M, 13; IQR, 10). Results for individual parameters were in agreement with the weights given for an optimal 3-D correction in the coronal (36%) and sagittal (34%) planes. A subgroup of 10 surgeons completed the second survey. Mobility was more important for Lenke curve types 3 to 6 than for types 1 and 2 ( $P < 0.032$ ). The coronal plane was more important for curve types 2 and 4 than for the other types ( $P < 0.032$ ). The intraobserver reliability for determining the different parameters of scoliosis correction was poor to moderate.

**Conclusions:** There is a large variability in scoliosis correction objectives. The variability is surgeon and curve-type dependent. The variability in instrumentation goals may explain the documented variability of spine instrumentation strategies. Aside from achieving sagittal and coronal balance, the goals of surgical correction in AIS remain to be further determined and agreed upon by a consensus of spine deformity surgeons.

**Key Words:** spinal instrumentation, adolescent idiopathic scoliosis, surgery planning, 3-D correction

#### 4.2.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex, 3- dimensional (3-D) deformity of the spine and rib cage.<sup>1,2</sup> Severe cases are treated with a surgical procedure that requires instrumentation and fusion of strategic spine segments.<sup>3-5</sup> The surgical procedure objective is not only to correct the deformity but, more importantly, to obtain a balanced posture and preserve spinal mobility.<sup>5</sup> To obtain a maximum correction and preserve spinal mobility, it is necessary to determine both the optimal fusion extent and instrumentation strategies. A longer fusion allows a better control on the resulting spine segments but involves a reduction in the postoperative spinal mobility,<sup>6</sup> whereas a shorter fusion may not adequately correct the misalignments and may lead to imbalance.<sup>7-9</sup> Surgical strategies involve important decisions before and during the surgery. Currently surgical strategies rely on principles of biomechanics, empirical rules, knowledge of the results of reported clinical studies, and, importantly, the surgeon's experience.

Modern multisegmental spine instrumentation systems involve numerous choices for spinal fixation and allow flexible technique options to correct scoliotic deformities.<sup>5,10,11</sup>

In turn, the surgical decision-making process has considerably increased in complexity. There is no clear consensus on the optimal instrumentation system to use and even less clear consensus on the optimal operative strategy for each curve type.

The technique and strategy for surgical treatment are made according to the surgeon's training, experience, and knowledge.

Deformity classification systems have been developed to provide a comprehensive and reliable means to categorize deformity patterns and to guide the planning of instrumentation strategies, with the goal of such classification systems being to facilitate comparisons between various surgical treatments and strategies. The most popular classifications are the King,<sup>12</sup> and, more recently, the Lenke classifications.<sup>13,14</sup> The Lenke classification has become the classification of choice because it has increased interobserver accuracy ( $k$  value, 0.74)<sup>15</sup> and usefulness in predicting surgical outcomes.<sup>13,14,16</sup>

Recent studies have shown a high degree of variability in spinal instrumentation configurations among spinal surgeons in AIS.<sup>17, 18</sup> These studies reported the large variability in the selection of the highest and lowest instrumented vertebrae, in the number of implants used, and in the instrumentation surgical strategies in the surgical procedures for the same AIS patients. It is hypothesized that this variability may be attributed to different objectives for correction.

To our knowledge, the variability of scoliosis correction objectives has not been documented and remains unknown. The purpose of this study is to investigate, document, and analyze the goals for 3-D correction of AIS among experienced surgeons.

#### **4.2.3 Methods**

The study was divided into 2 parts. The first part of the study aimed at evaluating overall correction objectives, whereas the second part focused on detailed characteristics related to the scoliotic curve types and the correction of the deformities in each of the 3 anatomical planes.

##### **Part 1: Global Evaluation of Correction Objectives**

A first survey questionnaire was sent by e-mail to 50 experienced surgeons of the Spinal Deformity Study Group (SDSG), all of whom are fellows of the Scoliosis Research Society from different centers in North America, France, Korea, and Japan, and from different stages of career. These surgeons were asked to rank 20 scoliosis

goal parameters in order of importance to obtain the best postoperative correction of scoliosis. The scale was between 1 and 20, where 1 represented the most important, and 20 was considered the least important. The parameters (Table 1) were taken from the Radiographic Measurement Manual<sup>19</sup> of the SDSG: in the coronal plane, proximal thoracic (PT), main thoracic (MT), and thoracolumbar/lumbar (TL/L) Cobb angles, apical vertebra translation, coronal balance, T1 tilt or clavicle angle, lowest/upper instrumented vertebra (LIV/ UIV) tilt, disk angle less than LIV, coronal position of LIV, and thoracic trunk shift; in the sagittal plane, thoracic kyphosis, lumbar lordosis, sagittal balance, sacral and/or pelvic obliquities, pelvic incidence (PI), and/or pelvic tilt; and in the transverse plane, apical vertebral rotation in the PT, MT, and TL/L segments.

In addition to these parameters, we also used the angular orientation of the plane of maximum curvature for the PT, MT, and TL/L segments<sup>2, 20</sup> (Table 1) and the mobility that was described by the number of unfused vertebrae.<sup>21</sup>

The participants also were asked to provide the weighting (the sum of which should equal 100%) for correction in the 3 different anatomical planes (coronal, sagittal, and transverse) and for mobility.

## **Part 2: Detailed Analysis of Correction Objectives**

To further analyze goals for 3-D surgical correction of AIS, a second, more detailed survey was given to the surgeons who responded to the first questionnaire. The purpose of the second survey was to assess the specific correction objectives for each of the 6 Lenke curve types. They were asked to provide the weight of importance of the correction in each of the same 20 parameters of the first survey but relative to the 6 Lenke curve types. A rating scale of 1 to 5 was used, where 5 represents a very important parameter of correction for scoliosis; 4, important; 3, moderately important; 2, little importance; and 1, insignificant. In the last part of the questionnaire, the surgeons were asked to provide their preferred weights according to each of the different anatomical planes and to mobility specific to individual 6 Lenke curve types.

### **Statistical Analysis**

Importance and variability of the correction parameters were evaluated using median (M) and interquartile range (IQR). The IQR is the range of the middle 50% of the data (25<sup>th</sup>-75th percentile) and is a robust measure of the variability. The intraobserver reliability to determine the different parameters of scoliosis correction was analyzed using intraclass correlation coefficient (ICC).<sup>22</sup> The ICC is a measure of association that indicates the agreement of scores measured by different raters or more than once by the same rater. The ICC describes the variance due to differences among patients divided by the total variance. Although ICCs have applications in multiple contexts, their implementation in reliability is oriented toward the estimation of interrater reliability. Values of the ICCs can vary from 0 to 1, with 1 indicating perfect reliability. There are no universal standard values for the ICCs that represent adequate agreement, but the following convention was used here for the interpretation: ICCs less than 0.40 indicate poor agreement; 0.41 to 0.60, moderate agreement; 0.61 to 0.80 good agreement; and values greater than 0.8 may be considered excellent agreement beyond chance. Data were analyzed using the statistical software program SPSS 12.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, Ill) and applying the Wilcoxon nonparametric test with a level of significance of 5%.

### **4.2.4 Results**

#### **Part 1: Global Evaluation of Correction Objectives**

Of 50 spinal surgeons, 25 responded to the first part of the study. Sagittal (M, 1) and coronal (M, 2) balance were considered the most important parameters for the best postoperative 3-D correction (Fig. 1). The very low IQR indicates that sagittal and coronal balance choice was quite unanimous. Another consensus, the PI followed by the apical vertebral rotation of the 3 curves, was markedly the least important. All others parameters were highly variable. For instance, the curves in the coronal planes (Cobb angles) and the number of unfused levels were moderately important with ranks between 8 and 11 (IQR, 3-5.75). The «lumbar lordosis» had a better rank and consensus than the «thoracic kyphosis» (M, 7 vs. 13.5; IQR, 6.75 vs. 9.75).

Table 2 shows that the correction in the coronal and sagittal planes was quite equally weighted and the most important. It was followed by the mobility (number of unfused levels) that was moderately important, with a weight of 20%. The correction in the transverse plane was the least important.

## **Part 2: Detailed Analysis of Correction Objectives**

Results of the subgroup of 10 surgeons responding to the second survey focused on correction goals with regard to specific Lenke curve types (Table 4). In the coronal plane, the correction was more important for curve types 2 and 4 than for types 3, 5, and 6 ( $P < 0.032$ ). The coronal balance was the most important parameter followed by the apical vertebral translation for all Lenke curve types. The very low IQR indicates that this choice was quite unanimous. The parameters Cobb MT and TL/L, the thoracic trunk shift, and coronal position LIV were important for all Lenke curve types but with a different IQR. This difference of the IQR indicates that this choice was depending on the curve type. The parameters LIV/UIV tilt and coronal angulation of the disc less than the LIV were moderately important. The surgeons agreed that the Cobb PT and T1 tilt angle were the least important for all types (very low IQR) except for the curve types 2 and 4. As for the correction in the sagittal plane, it is the same for Lenke curve types 3 to 6, and it is also the highest (comparing Lenke curve types 1 and 2) ( $P < 0.032$ ). The sagittal balance is the most important parameter for all curve types. In all Lenke curve types, the surgeons agreed that the thoracic kyphosis and lumbar lordosis are important (rate, 4). Finally, the apical vertebral rotation and the angular orientation of the plane of maximum curvature of the 3 curves were highly variable depending on the curve type. The correction in the coronal and sagittal planes was the most important for all Lenke curve types (Table 3). Preservation of mobility was more important for Lenke curve types 3 to 6 than for types 1 and 2 ( $P < 0.032$ ). Correction in the transverse plane was considered the least important for all Lenke curve types.

For the 6 Lenke curve types, the intraobserver reliability to determine the different parameters of scoliosis correction was poor for Lenke curve types 1 to 4 ( $ICC < 0.4$ ) and moderate for Lenke curve types 5 and 6 (between 0.4 and 0.6) (Table 3).

#### 4.2.5 Discussion

To our knowledge, this is the first report attempt to document and analyze scoliosis correction objectives within a sample of experienced surgeons. This study captured the complexity of clinical reasoning in making the surgical decisions with regard to AIS instrumentation surgery.

Interestingly, the coronal Cobb angle objective was quite variable and not as important as expected. The Cobb angle has been the primary radiographic criteria used for the evaluation of results of treatment of scoliosis deformity for more than half a century.<sup>23</sup> In the literature, several studies have shown the importance of Cobb angles<sup>24-26</sup>; it is the most used parameter to describe a scoliotic spine deformity and to assess a treatment. However, because we are dealing with a 3-D parameter, many authors<sup>27, 28</sup> have begun to rethink its use, which would explain the variability found.

Sagittal balance of the spine has gained new interest mainly due to a greater understanding of the topic. Since then, many authors have studied the issue of spinal balance in AIS.<sup>28-31</sup> Glassman<sup>29</sup> showed that the restoration of a more «normal» sagittal balance of the spine is an important goal for reconstructive spine surgery. However, the concept of normal sagittal balance is ambiguous. In the current study, the answers to the global evaluation of correction objectives gave the highest importance to sagittal and coronal balances. The detailed analysis also showed an overall agreement on the importance of these parameters for all Lenke curve types, confirming their importance. However, these findings emphasize the importance of thoroughly assessing sagittal balance in the treatment of patients with spinal deformity.

The PI angle was initially introduced by Legaye et al<sup>32</sup> and Duval-Beaupere et al<sup>33</sup> and is strongly implicated in the pathogenesis of spondylolisthesis. Legaye et al<sup>32</sup> did not observe any significant difference in the PI between normal adolescents and those with scoliosis; however, Mac-Thiong et al<sup>34</sup> have more recently reported that the PI was higher in AIS than in a normal adolescents. The role of the PI in the pathogenesis of AIS needs to be further explored, which would explain the result found in the present study, that is, the PI was considered one of the least important parameters in the correction of AIS. The T1 tilt was initially described by Ginsburg

et al<sup>35</sup> and popularized by King et al<sup>36</sup> in the description of the King- Moe type V or double-thoracic curve. The T1 tilt is a factor affecting fusion decisions of the double-thoracic curve, which was also confirmed by the results of the second survey (Table 4). One of the described objectives of surgical planning is to correct scoliosis and achieve a nearly horizontal LIV.<sup>37</sup> Presumably, the greater the tilt angle of this vertebra, the more bending moments the disc will experience. Additionally, greater LIV tilt may affect the tendency for curve decompensation.<sup>38,39</sup> Likewise, the disc immediately subjacent to the fusion should be nearly parallel. Disc wedging may result in increased intradiscal pressures and stresses causing accelerated deformation. This importance of the LIV tilt and the coronal angulation of the disc less than LIV have been confirmed by our study.

The axial rotation of the apical vertebra is important for the pathomechanics of the 3-D deformity in scoliosis.<sup>2,40-42</sup> Although literature has described the use of the assessment of vertebral rotation in surgical correction<sup>43</sup> and decompensation,<sup>44</sup> this measure had one of the lowest ranks in the global evaluation of correction objectives and an importance that was highly variable depending on the curve type in the detailed survey. Likewise, the angular orientation of the plane of maximum curvature was found to be the least important parameter. This specific parameter is known and used in the research areas and less in the clinical areas, which may explain the result reported. However, we can then say that the correction objectives are nowadays considered as 2 times 2-D, rather than 3-D.

Several limitations of this study must be discussed and considered. First, the surgeons were asked to rank different parameters based on general deformity classes instead of on a radiograph (posteroanterior and lateral) consideration. Surgeons may change their correction objectives depending on the lumbar modifier (14 variables) and on the preoperative sagittal profile. Second was the extrapolation of the results to all spine surgeons. As mentioned earlier, all participants were experienced spinal deformity surgeons and were all active fellows of the Scoliosis Research Society. Using these criteria, they are representative of this group of spinal deformity surgeons, and the results of the study should be applicable to other members of this society. Furthermore, the SDSG is a group of independent spinal deformity surgeons



who conduct prospective studies on spinal deformity by pooling their cases for prospective outcome data purposes, but the treatment strategies are not predetermined and are decided independently by each surgeon in his respective center according to his own experience. It may be argued that some interaction within the group will occur over time, but this study was conducted in the first years after the study group was formed. We believe this «interaction» effect was trivial. The fact that the results of the study show such a large variability within surgeons is also an indirect statement that this effect was in fact minimal. The results may be extrapolated to all spinal deformity surgeons.

Except for sagittal and coronal balances as the number one and two goals of surgical correction, the surgeons in this study do not agree on surgical correction objectives related to the optimal postoperative 3-D correction in AIS. This variability may result in different instrumentation and fusion strategies and different surgical results. This may reinforce the need for standardized fusion and posterior instrumentation approaches to determine the instrumentation and fusion configuration that optimizes the spine correction for different curve types.

#### **4.2.6 Conclusions**

This study captured the complexity of clinical reasoning in the process of making surgical decisions with regard to AIS instrumentation strategies. In summary, large variability in scoliosis correction objectives was documented among a group of experienced orthopaedic spine surgeons. This variability is dependent on the surgeon and scoliosis curve type. Aside from goals of sagittal and coronal balances, lack of agreement is documented for the goals of surgical correction. We hypothesize that this variability may be attributed to known interobserver variability of current classification systems<sup>15</sup> and the individual surgeon's training and experience, which lead to implement empirical methods for decision making in surgical instrumentation of the spine. The variability in instrumentation goals may explain the documented variability of spine instrumentation strategies. The goals of surgical correction in AIS remain to be further determined and agreed upon by a consensus of spine deformity surgeons.

#### 4.2.7 References

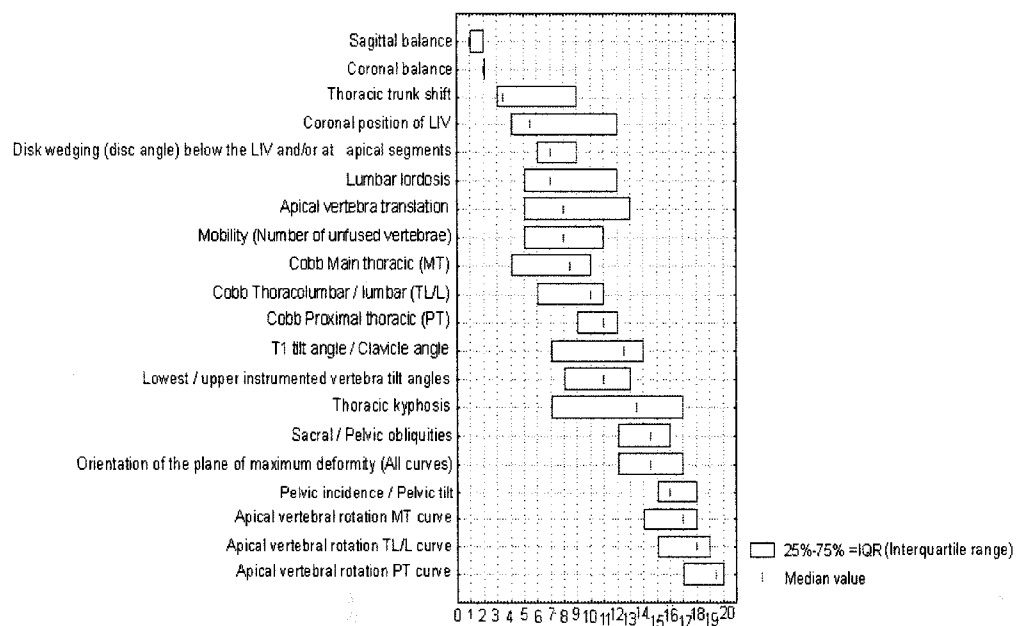
1. Stokes IAF, Bigalow IC, Moreland MS. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res.* 1987;5:102-113.
2. Villemure I, Aubin CE, Grimard G, et al. Progression of vertebral and spinal three dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 2001;26:2244-2250.
3. Moe JH. Methods of correction and surgical techniques in scoliosis. *Orthop Clin North Am.* 1972;3:17-48.
4. Goldstein LA. The surgical management of scoliosis. *Clin Orthop.* 1964;35:95-115.
5. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine.* 1999;24:2607-2616.
6. Behensky H, Krismer M, Bauer R. Comparison of spinal mobility after Harrington and CD instrumentation. *J Spinal Disord.* 1998; 11(2):155Y162.
7. Benli IT, Akalin S, Kis M, et al. Frontal and sagittal balance analysis of late onset idiopathic scoliosis treated with third generation instrumentation. *Kobe J Med Sci.* 2001;47(6):231-253.
8. McCance SE, Denis F, Lonstein JE, et al. Coronal and sagittal balance in surgically treated adolescent idiopathic scoliosis with the King II curve pattern. A review of 67 consecutive cases having selective thoracic arthrodesis. *Spine.* 1998;23(19):2063-2073.
9. Nowakowski A, Labaziewicz L. Surgical treatment of idiopathic scoliosis with multisegmental posterior instrumentation and its influence on postoperative spinal balance. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.* 1997;62(5):407-413.
10. Goldstein LA. The surgical treatment of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 1973;93:131Y157.
11. Lenke LG, Bridwell KH, Stanitski CL. Debate: resolved, a 55- 17 right thoracic AIS curve should be treated by posterior spinal fusion and segmental instrumentation using thoracic pedicle screws. *J Pediatr Orthop.* 2004;24:329-334.

12. King HA. Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am.* 1988;19: 247-255.
13. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1169-1181.
14. Lenke LG. Surgical classification of idiopathic scoliosis: predicting and assessing treatment. Paper presented at: the 6th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST); July 1999; Vancouver, British Columbia, Canada.
15. Lenke LG, Randal RB, Bridwell, et al. Intraobserver and interobserver reliability of the classification of the thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80:1097-1106.
16. Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine.* 2001;26:2347-2353.
17. Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2007; 16(1):57-64 (Epub 2006 Feb 14).
18. Robitaille M, Aubin CE, Labelle H. Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2007. In press (Epub ahead of print; Aug 2).
19. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM, et al. The Spinal Deformity Study Group Radiographic Measurement Manual. Memphis, TN: Medtronic Sofamor Danek; 2004.
20. Aubin CE, Lobeau D, Labelle H, et al. Planes of maximum deformity in the scoliotic spine. In: Stokes IAF, ed. *Research into Spinal Deformities II.* Vol 59. Amsterdam: IOS Press; 1999:45-48.
21. Yurac R, Marre B, Urzua A, et al. Residual mobility of instrumented and non-fused segments in thoracolumbar spine fractures. *Eur Spine J.* 2006;15(6):864-875.
22. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979;86:420-428.
23. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. In: *Instructional Course Lectures.* Vol 5. Ann Arbor, MI: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1948:61-75.

24. Kwan MK, Chooi WK, Lim HH. Coronal plane and apical vertebral rotation correction of adolescent idiopathic scoliosis with multisegmented hook-rod system: a retrospective review. *Med J Malaysia*. 2004;59:14-18.
25. D'Andrea LP, Betz RR, Lenke LG, et al. Do radiographic parameters correlate with clinical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2000;25:1795-1802.
26. Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, et al. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis: evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72:320-327.
27. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein SL, ed. *The Pediatric Spine: Principles and Practice*. New York: Raven Press; 1994:479-496.
28. De Jonge T, Dubousset JF, Ille's T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002;27:754-761.
29. Glassman SD. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine*. 2005;30:682-688.
30. Ohlen G, Aaro S, Bylund P. The sagittal configuration and mobility of the spine in idiopathic scoliosis. *Spine*. 1988;13:413-416.
31. Xiong B, Sevastik J, Hedlund R, et al. Sagittal configuration of the spine and growth of the posterior elements in early scoliosis. *J Orthop Res*. 1994;12:113-118.
32. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, et al. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*. 1998;7:99-103.
33. Duval-Beaupère G, Schimdt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20:451-462.
34. Mac-Thiong JM, Labelle H, Charlebois M, et al. Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to the coronal curve type. *Spine*. 2003;28:1404-1409.
35. Ginsburg H, Goldstein L, DeVanny J, et al. An evaluation of the upper thoracic curve in idiopathic scoliosis: guidelines in the selection of the fusion area. Paper presented at: the Annual Meeting of the Scoliosis Research Society; 1977; Hong Kong.

36. King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 1983;65: 1302-1313.
37. Liljenqvist U, Lepsien U, Hackenberg L, et al. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J.* 2002;11:336-343.
38. Sweet FA, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Maintaining lumbar lordosis with anterior single solid-rod instrumentation in thoracolumbar and lumbar adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 1999;24:1655-1662.
39. Thompson JP, Transfeldt EE, Bradford DS, et al. Decomensation after Cotrel Dubousset instrumentation of idiopathic scoliosis. *Spine.* 1990; 15:927-931.
40. Cholewicki J, Crisco JJ, Oxland TR, et al. Effects of posture and structure on three dimensional coupled rotations in the lumbar spine. *Spine.* 1996;21:2421-2428.
41. Tredwell SJ, Sawatzky BJ, Hughes BL. Rotations of a helix as a model for correction of the scoliotic spine. *Spine.* 1999;24:1223-1227.
42. Upadhyay SS, Burwell RG, Webb JK. Hump changes on forward flexion of the lumbar spine in patients with idiopathic scoliosis: a study using ISIS and the Scoliometer in two standard positions. *Spine.* 1988;13: 146-151.
43. Aronsson DD, Stokes IAF, Ronchetti PJ, et al. Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: prediction by lateral bending films. *J Spinal Disord.* 1996;9:214-219.
44. Behensky H, Cole A, Lam K, et al. Fixed lumbar apical vertebral rotation predicts spinal decompensation in Lenke III C type adolescent idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. Paper presented at: the 10th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST); July 10-12, 2003; Rome, Italy

#### 4.2.8 Figure and Table Captions



**Figure 4.1 Article1 Figure1: Global evaluation of correction objectives for scoliosis**

Tableau 4.1 Article 1 Table 1: The geometric parameters describing the spinal deformities

	Geometric parameters	Description
Coronal plane	Apical vertebra translation	The horizontal distance measured between the midpoint of the apical thoracic vertebra and the C7 vertebra plumb line
	Coronal balance	The horizontal distance of the C7 mid point from the central sacral line (CSVL)
	Disk wedging (disc angle) below the lowest instrumented vertebra (LIV) and/or at apical segments	The angle of lines along the inferior endplate of the LIV and the superior endplate of the inferior-adjacent vertebrae
	T1 tilt angle / Clavicle angle	The angle formed between a line drawn along the superior endplate of T1 and a horizontal line drawn at the same level / The intersection of a horizontal reference line (CHRL) and the tangential apical line connecting the highest two points of each clavicle angle.
	Cobb Proximal thoracic (PT)	A measure of the curvature of scoliosis, determined by measurements made on x rays. The Cobb angle is found by projecting lines parallel to the vertebrae tops at the extremes of the curve; projecting perpendiculars from these lines; and measuring the angle of intersection.
	Cobb Main thoracic (MT)	
	Cobb Thoracolumbar / lumbar (TL/L)	
	Lowest / upper instrumented vertebra tilt angles	The LIV tilt angle is that formed by a line drawn along the caudal endplate of the LIV and a horizontal line drawn at the same level. The UIV angle is that formed by a line drawn along the cephalad endplate of the UIV and a horizontal line drawn at the same level
	Coronal position of LIV	The horizontal distance from the centroid of the vertebral body to the CSVL
	Thoracic trunk shift	The linear distance between the vertical trunk reference line (VTRL) and the CSVL
Sagittal plane	Thoracic kyphosis	Angle between the upper endplate of the T2 and lower endplate of T12
	Lumbar lordosis	Angle formed between the upper endplate of the L1 and the sacral endplate
	Sagittal balance	The alignment of the midpoint of the C7 body to the posterior superior corner of the sacrum on an upright long cassette lateral radiograph of the spine
	Sacral / Pelvic obliquities	Angular deviation of the sacrum from the line drawn parallel to a line across the femoral heads on a supine AP view of the sacrum / Angle of the pelvis from the horizontal in the frontal plane
	Pelvic incidence / Pelvic tilt	The angle formed between the perpendicular of the sacral plate at its midpoint and the line connecting this point to the middle axis of the femoral heads / The angle formed between the vertical plane and the line connecting the midpoint of the sacral plate to the axis of the femoral heads
Transverse plane	Apical vertebral rotation PT curve	The vertebral transverse plane angulation of the apical vertebra (Nash-Moe Methods)
	Apical vertebral rotation MT curve	
	Apical vertebral rotation TL/L curve	
the plane of maximum deformity	All Curves (PT ; MT and TL/L)	The angle between the sagittal plane and the plan which contains the maximum scoliotic deformation. For a normal spine, this angle is 0°, since the normal curves of the spine ( kyphosis and lordosis) are in the sagittal plan

**Tableau 4.2 Article 1 Table 2: The weight of the importance for correction in the three different anatomic planes and mobility**

	Median	IQR
Correction in the coronal plane	36%	10%
Correction in the sagittal plane	34%	10%
Correction in the transverse plane	10%	10%
Mobility (Number of unfused vertebrae)	20%	10%

**Tableau 4.3 Article 1 Table 3: Detailed survey of the importance for correction in the three different anatomic planes and mobility for the 6 Lenke curve types**

	Type 1		Type 2		Type 3		Type 4		Type 5		Type 6	
	Main thoracic		Double thoracic		Double major		Triple major		Thoracolumbar /lumbar		TL/L-MT Thoracolumbar /lumbar - main thoracic	
	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
Correction in the Coronal plane	30%	17,50%	40%	20%	30%	5%	35%	10%	30%	10%	35%	7,50%
Correction in the Sagittal plane	30%	10,00%	30%	10%	30%	7,5%	25%	10%	20%	10%	30%	12,50%
Correction in the Transverse plane	20%	5%	20%	12,5%	10%	10%	10%	10%	20%	10%	10%	10%
Mobility (Nb of unfused/saved vertebrae)	20%	10%	10%	10%	30%	15%	30%	15%	30%	15%	25%	21,25%
Interclass correlation coefficient ICCs	0,3697		0,3492		0,3884		0,2426		0,5854		0,4119	



**Tableau 4.4 Article 1 Table 4: Detailed survey of correction objectives for scoliosis**

	Lenke curve types											
	Type 1		Type 2		Type 3		Type 4		Type 5		Type 6	
	Main thoracic		Double thoracic		Double major		Triple major		Thoracolumbar /lumbar		TL/L-MT	
											Thoracolumbar /lumbar - main thoracic	
Coronal plane	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
Cobb PT	2	1,5	5	0,5	2	0,5	4	1	2	0	2	1
Cobb MT	5	1	5	0	5	1	5	0,5	3	1,5	4	1
Cobb TL/L	4	1,5	3	1	4	1	4	1	5	0,5	5	0,5
Apical Vertebra Translation	4	0,5	4	0,5	4	0	4	0	5	1	5	1
Coronal Balance	5	0	5	0,5	5	0	5	0	5	0	5	1
Lowest / Upper Instrumented Vertebra Tilt Angles	3	1	3	0	3	1	4	1,5	4	0,5	4	1,5
Disk Wedging below LIV or at Apical	3	1,5	3	1	3	1,5	4	2	4	1,5	4	2
Coronal Position of the LIV	4	1	4	0	4	1	4	0,5	4	1	4	1,5
T1 Tilt Angle or Clavicle Angle	2	1	4	1,5	2	1	4	1,5	1	1	2	0,5
Thoracic Trunk Shift	4	1,5	4	1,5	4	1,5	4	1,5	4	1	4	1
Sagittal plane												
Thoracic Kyphosis	4	1	4	1	4	1,5	4	1	4	2	4	1,5
Lumbar Lordosis	4	1	4	1,5	4	1,5	4	1,5	5	1	5	1
Sagittal Balance	5	1	4	1,5	5	1	5	1	5	0,5	5	0,5
Sacral and/or Pelvic Obliquities	2	0,5	2	1	3	1	3	1	3	1,5	3	1,5
Pelvic Incidence and/or Pelvic Tilt	2	1	2	1,5	3	1,5	3	1,5	3	1,5	3	0,5
Transverse plane												
Apical Vertebral Rotation (PT curve)	2	0,5	4	1	3	1	4	1	1	1	2	1,5
Apical Vertebral Rotation (MT curve)	4	1	4	1	4	0	4	0,5	3	1	4	1
Apical Vertebral Rotation (TL/L curve)	3	2	3	0,5	4	0	4	0,5	5	0,5	4	1,5
Orientation – plane of max. curvature (PT)	3	1,5	3	0,5	3	1	3	0,5	3	0,5	3	1
Orientation – plane of max. curvature (MT)	3	1,5	3	0,5	3	1	3	0,5	3	0,5	3	0
Orientation – plane of max. curvature (TL/L)	2	1	3	0,5	3	1	3	0,5	3	0	3	0,5

## **Chapitre 5 Optimisation des planifications chirurgicales de la scoliose**

### ***5.1 Situation du deuxième article***

Dans ce chapitre, la réalisation du second et troisième objectif de ce projet est présentée à l'aide d'un deuxième article. Cet article porte sur le développement d'une approche d'optimisation afin de déterminer une configuration opératoire optimale donnant une meilleure correction 3D du rachis scoliotique. Le développement de la méthode d'optimisation a été effectué en se basant sur une approche combinant l'utilisation de plans d'expériences et de modèles d'approximation de la fonction objectif à minimiser.

Cet article est intitulé: « Computer simulation for optimization of instrumentation strategies in Adolescent Idiopathic Scoliosis ». Il a été soumis pour fins de publication à la revue Medical & Biological Engineering & Computing en Octobre 2008. La contribution du premier auteur à la rédaction de l'article est évaluée à 90%.

### ***5.2 Article #2: Computer simulation for optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis***

# Computer simulation for the optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis

Y. Majdouline M.A.Sc.<sup>1,2</sup>, C.E. Aubin Ph.D.<sup>1,2</sup>,  
A. Sangole Ph.D.<sup>1,2</sup>, H. Labelle M.D.<sup>2</sup>

1. École Polytechnique de Montréal  
Dept. Mechanical Engineering P.O. Box 6079, Station "Centre-ville"  
Montréal (Québec) H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center  
3175, Cote Sainte-Catherine Road  
Montréal (Québec) H3T 1C5 CANADA

**Submitted to Medical & Biological Engineering & Computing**

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.

Full Professor

Canada Research Chair 'CAD Innovation in Orthopedic Engineering

NSERC/Medtronic Research Chair in Spine Biomechanics

École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Station "Centre-ville", Montréal (Québec), H3C 3A7

CANADA

E-mail: [carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4437; FAX: 1 (514) 340-5867

**Acknowledgements:** This study was funded by the Natural Sciences and  
Engineering

Research Council of Canada, the Canada Research Chair Program and an  
unrestricted educational grant from Medtronic Sofamor Danek

### 5.2.1 Abstract

Recent studies revealed large variability of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis (AIS). Determination of the optimal configuration remains controversial. This study aimed to develop a method to define the optimal surgical instrumentation strategy using a computer model implemented in a *spine surgery simulator (S3)*. 702 different strategies were simulated on a scoliotic patient using S3. Each configuration was assessed using objective functions that represented different correction objectives. 12 geometric parameters were used in the 3 anatomic planes and mobility, and their relative weights were defined by a spine surgeon according to his objectives for correction of scoliosis. Six instrumentation parameters were manipulated in a uniform experimental design framework. An interpolation technique was used to build an approximation model from the simulation results and to locate instrumentation parameters minimizing the objective function. Small or no differences in the correction between the simulated optimal strategy and the real post-operative results of the instrumented segments were observed in the three planes. But the same overall correction was obtained by using fewer implants (only screws) and less instrumented levels. This study demonstrates the potential and feasibility of using a spine surgery simulator to optimize the planning of surgical instrumentation in AIS.

**Keywords:** Adolescent idiopathic scoliosis, scoliosis surgery, flexible mechanisms modeling, experimental design.

### 5.2.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three dimensional (3D) deformity of the spine and trunk.<sup>1</sup> Severe or progressive cases are generally treated by spinal instrumentation and fusion<sup>2,3</sup> which allows to straighten and stabilise the curve in the three planes of space. A surgical objective is not only to correct the deformity, but to also obtain a balanced posture and preserve spinal mobility.<sup>4</sup> Also, an optimal instrumentation strategy is one that would offer maximal correction while preserving spinal mobility as much as possible. A longer fusion allows a better control on the resulting spine segments but reduces post-operative spine mobility. On the other hand, a shorter fusion may not adequately correct the curves and may lead to a postural imbalance. Modern multi-segmental spine instrumentation systems offer numerous choices for spinal fixation and allow flexible technique options to correct scoliotic deformities.<sup>2, 5-7</sup> Correction is achieved by a combination of translation, rotation, distraction and compression forces applied on the vertebrae using different types of screws, hooks or wires attached to bilateral rods. Consequently, the surgical decision-making process has considerably increased in complexity. There is neither a consensus on the optimal instrumentation system to be used nor on the optimal operative strategy for a specific curve type. The choice of a technique and the strategy for surgical treatment are made according to the surgeon's experience and knowledge.

Variability in the choice of an instrumentation strategy exists even in experienced surgeons.<sup>8,9</sup> Decisions regarding the levels to instrument, the number of implants and rods to be used, and rod shape are mainly dependent on the surgeons' experience. Thus variability can be attributed to the experience, preferences of the surgeon and the lack of standardized strategies of instrumentation and the objectives of surgical correction.<sup>10</sup> In order to study how the objectives of surgical correction can influence such variability, 25 experienced surgeons were asked to rank different scoliotic spine parameters.<sup>10</sup> The surgeons ranked sagittal and coronal balance as the most important factors while the ranking of the remaining parameters varied widely. In spite a consensus on sagittal and coronal balance, the surgical correction objectives in AIS

remain to be further determined and agreed upon by a consensus of spine deformity surgeons.

The impossibility to test different surgical instrumentations on the same patient further challenges standardization of instrumentation strategy. Computer models were thus created because they can provide a non-invasive and versatile tool to test various configurations of surgical instrumentations on the same patient.<sup>11-12</sup> A recent simulation study showed that variability in the instrumentation strategies significantly impacts the surgical results<sup>11</sup>. To our knowledge, these models have not yet been used to determine an optimal instrumentation strategy providing the best possible 3D spine correction.

The objective of this study was to develop an optimization method, personalized to the specific correction objectives of a given surgeon, and to determine the most favourable surgical instrumentation strategy using a computer model implemented in a *spine surgery simulator*. The long term objective is to provide the surgeons with a versatile tool to assist in pre-operative surgical planning.

### **5.2.3 Methods**

A flow chart is provided to summarize the materials and methods used in order to optimize instrumentation strategy and to determine the most favourable surgical instrumentation strategy (Figure1).

#### **Biomechanical model of the spine and simulation of the instrumentation**

The instrumentation strategies were simulated using a patient-specific biomechanical model implemented in a validated spine surgery simulator. The kinetic model with flexible mechanisms and its validation, detailed elsewhere,<sup>11-14</sup> are summarized here. The spine model contains the thoracic and lumbar vertebrae (from T1 to pelvis) connected by intervertebral structures. The vertebrae were modelled using rigid bodies with a comprehensive patient-specific geometry. Their location and orientation were obtained from preoperative standing radiographs using a 3D multi-view reconstruction method, with an accuracy of  $3.3 \pm 3.8$  mm.<sup>15, 16</sup> The intervertebral structures were modelled using flexible elements and a three-step procedure was used to personalize them to the stiffness of a given patient. The

intervertebral global behaviour was mathematically represented using a 6x6 stiffness matrix whose initial mechanical properties were based on published experimental data<sup>17, 18</sup>. They were then adjusted using the method of Gardner-Morse et al<sup>19</sup> to account for patient-specific geometry. These values were finally individually adjusted to the patient's characteristics using side bending radiographs and the results of an optimization approach was implemented to reproduce the spine shape of the patient during the side bending test<sup>20</sup>. The resulting personalized properties were used to approximate the patient-specific spine stiffness.

The implants (screws, hooks) were modelled as rigid bodies while the implant-vertebra links were modeled as a generalized stiffness element that restrained mobility in rotation and in translation. The stiffness coefficients were approximated using in-house experimental data on cadaveric instrumented vertebrae, but its parametric formulation allows using more detailed data when available in the future. The initial values were defined as multi-linear, but they could easily be transformed to non-linear relations when the data becomes available.<sup>11, 12</sup>

The geometrical and mechanical properties of the rod were adequately defined to represent flexibility during the instrumentation.<sup>12</sup> The rod profile was defined using a non-uniform rational B-spline (NURBS) formulation. Boundary conditions were imposed to represent the state of the patient on the surgical table. All degrees of freedom, except sagittal plane rotation, were fixed at the pelvis. At T1, the vertebra was allowed to translate and rotate freely in the frontal plane. The model was previously validated by simulating the surgical steps of ten scoliotic patients that had already undergone an instrumentation surgery. The simulated results were compared with the real post-operative correction, and the observed differences were generally below 5 degrees for the Cobb angles in the frontal and sagittal planes.<sup>12-14</sup>

In this study different surgical strategies were simulated using the spine surgery simulator. These strategies were simulated using the following surgical parameters: (1) insertion of the implants (screws and/or hooks), (2) the specific vertebral levels to instrument, (3) the shape of the rod on the concave side, (4) attachment of the first

rod on the concave side of the scoliotic spine. (5) application of the rod rotation manoeuvre, assuming a rod rotation of 90 degrees, which is the usual amount of rotation done, (6) the nut lock up and (7) attachment of the rod on the convex side of the scoliotic segment. At any moment during the simulation, different clinical indices of the current spine geometry were computed, such as Cobb angles, sagittal plane curve angles, vertebral rotation, orientation of the plane of maximum deformity, etc. Only those angles that included the instrumented spine segments were measured.

### **Global Spine correction**

An objective function  $\Phi$ , relating the geometric descriptors in the coronal, sagittal and transverse planes, was formulated to quantify the global spinal correction. The function included thirteen 3D descriptors of scoliotic deformities. The parameters were taken from the Radiographic Measurement Manual of the Spinal Deformity Study Group<sup>21</sup>. Although coronal balance and sagittal balance were identified as the most important parameters, these were not included in this feasibility study because we only analysed the effects on the instrumented segment. The following frontal, sagittal and axial descriptors were used:

In the coronal plane:

- Proximal thoracic (PT) Cobb angle ( $\theta_{PT}$ )
- Main thoracic (MT) Cobb angle ( $\theta_{MT}$ )
- Thoracolumbar/lumbar (TL/L) Cobb angle ( $\theta_{TL/L}$ )
- Apical vertebra translation ( $X_{AVT}$ ) of the MT curve.

In the sagittal plane:

- Thoracic kyphosis ( $\theta_{TK}$ )
- Lumbar lordosis ( $\theta_{LL}$ )

In the transverse plane:

- Apical vertebral rotation of the PT curve ( $\theta_{AVR-PT}$ )
- Apical vertebral rotation of the MT curve ( $\theta_{AVR-MT}$ )
- Apical vertebral rotation of the TL/L curve ( $\theta_{AVR-TL/L}$ )
- Orientation of the plane of maximum deformity of the PT curve ( $\theta_{OPMD-PT}$ )
- Orientation of the plane of maximum deformity of the MT curve ( $\theta_{OPMD-MT}$ )
- Orientation of the plane of maximum deformity of the TL/L curve ( $\theta_{OPMD-TL/L}$ )



Cobb angles were calculated as the angle between the perpendicular lines to the spine curve at the inflexion points. AVT was determined as the distance from the vertical line drawn from the center of the S1 vertebral body (central sacral vertical line, CSVL). Thoracic kyphosis was measured between the upper end plate of T4 and lower end plate of T12. Lumbar lordosis was measured as the angle formed between the upper end plate of T12 and L5. Apical vertebral rotation is the vertebral transverse plane angulation of the apical vertebra, measured using the method by Stokes.<sup>22</sup> Orientation of the plane of maximum deformity for each spine segment was calculated as the angle between the planes defined by the respective apical and end vertebrae with the sagittal plane.

The formulation of the objective function was adapted from that proposed by Wynarsky and Schultz<sup>23</sup> with an additional term representing mobility which was calculated as the ratio of the number of unfused vertebrae (F) over the maximum number of unfused vertebrae in all the strategies (F0). A mobility factor was added in order to account for maximum possible correction while preserving spinal mobility.<sup>4,24</sup> To eliminate dimensional dependence, the objective function is thus defined as the weighted sum of the square of the ratio of these descriptors over their initial values.

Each term in the objective function is multiplied by a weighting factor that can be specified by the surgeon according to their importance for an optimal 3-D correction (Table1).

$$\begin{aligned} \phi = & W_1 \cdot \left[ a_1 \cdot \left( \frac{\theta_{PT}}{\theta_{PT}^0} \right)^2 + a_2 \cdot \left( \frac{\theta_{MT}}{\theta_{MT}^0} \right)^2 + a_3 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L}}{\theta_{TL/L}^0} \right)^2 + a_4 \cdot \left( \frac{X_{AVT}}{X_{AVT}^0} \right)^2 \right] \\ & + W_2 \cdot \left[ b_1 \cdot \left( \frac{\theta_{TK} - \theta_{TK}''}{\theta_{TK}^0 - \theta_{TK}''} \right)^2 + b_2 \cdot \left( \frac{\theta_{LL} - \theta_{LL}''}{\theta_{LL}^0 - \theta_{LL}''} \right)^2 \right] \\ & + W_3 \cdot \left[ c_1 \cdot \left( \frac{\theta_{PT-OPMD}}{\theta_{PT-OPMD}^0} \right)^2 + c_2 \cdot \left( \frac{\theta_{MT-OPMD}}{\theta_{MT-OPMD}^0} \right)^2 + c_3 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L-OPMD}}{\theta_{TL/L-OPMD}^0} \right)^2 + c_4 \cdot \left( \frac{\theta_{PT-AVR}}{\theta_{PT-AVR}^0} \right)^2 + c_5 \cdot \left( \frac{\theta_{MT-AVR}}{\theta_{MT-AVR}^0} \right)^2 + c_6 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L-AVR}}{\theta_{TL/L-AVR}^0} \right)^2 \right] \\ & + W_4 \cdot \left[ \left( \frac{F}{F^0} \right)^2 \right] \end{aligned}$$

Where W1-3 are the weights assigned for the correction of descriptors in the coronal, sagittal and transverse planes respectively, W4 is that assigned for mobility and a1-4,

$b_{1-2}$  and  $c_{1-6}$  are assigned to individual parameters in 3 different planes. These weights can be changed [from 0 to 1 (100%)] proportional to the importance given for each descriptor. In this study, they were assigned by the participating surgeon in order to test the feasibility of the approach (Table 1). Angle  $\theta^0$  was defined as the preoperative angle. The 'normal' thoracic kyphosis ( $\theta_{Tk}^n$ ) and lumbar lordosis ( $\theta_{LL}^n$ ) were arbitrarily defined as  $35^\circ$  and  $40^\circ$  respectively.<sup>25, 26</sup> As the value of the objective function  $\Phi$  approaches zero, the result corresponds to a normal (undeformed) configuration i.e. parameter values of surgical instrumentation maximizing the correction of the scoliotic deformity. A value of  $\Phi$  equal to 1 indicates the same level of deformity than was initially observed in the preoperative condition. In summary, a value greater than 1 indicates a deterioration of the geometry; while a value less than 1 indicates an improvement.

#### **Optimization parameters for instrumentation selection**

Six parameters to characterize the surgical instrumentation were considered and assessed using the above described objective function: (1) the type of implants, which can either be a screw or a hook, (2) their localization along the spine, (3) the upper instrumented vertebra (UIV), which could be T2, T4 or T6 for the specific case tested in this study, (4) the lowest instrumented vertebra (LIV): L1 or L3 or L5, (5 to 6) The shape of the rod on the concave side was defined by 2 curvatures, one in the thoracic and another in the lumbar region (Figure 2A). These two variables vary between 3 modalities corresponding to nine combinations of the shape of the rod. The initial 3D geometry of the rod was calculated from the shape of the 3D reconstructed spine. In the simulations, the shape of the rod on the convex side was fixed straight because the second rod is mainly added to increase construct stiffness and has less contribution to spinal correction. The bounds on the parameters were based on clinical recommendations by spine surgeons and from studies reported in the literature on the scoliosis surgical procedures.<sup>9, 27-29</sup>

#### **Optimization strategy**

The six model parameters described above were manipulated in a controlled manner as part of a uniform experimental design (U-type).<sup>30-32</sup> A totals of 702 simulations

were done and for each configuration thirteen geometric parameters were measured. Thirteen equations were built from the linear regression coefficients:

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^m \beta_i X_i + \sum_{i < j} \beta_{ij} X_i X_j + \varepsilon$$

Where X is the predicted value of parameters of surgical instrumentation, Y is the independent variable corresponding to the geometric measures, and  $\beta$  is the regression coefficients estimated by the regression method with a confidence level of 95%. These equations were obtained and used to make a simplified model representing the 12 geometric measurements and mobility as a function of the six instrumentation parameters. These equations were entered into the objective function  $\Phi(x)$ . Once the approximation model describing the relationship between design variables and the objective function was obtained, the minimum was found using the Matlab Optimization Toolbox (MathWorks, USA). To solve the non-linear optimization problems, the function “*fmincon*”<sup>33</sup> was used.

The optimization algorithm depends on the starting point. To avoid this problem, the optimization algorithm repeats this procedure until the error difference between the two solutions is minimized. When the optimization procedure is completed, the optimal parameters for instrumentation were obtained i.e. optimal strategy was obtained.

The equations, built from the regression coefficients, are in effect a simplified mathematical model. The application of uniform design and linear regression brings about a result closer to between predicted geometric measures and simulation geometric measures. In order to validate this assumption the six model parameters were entered into the equations giving estimated geometric measures and re-tested in S3 giving simulated geometric measures. Comparing these measures, the robustness of the regression equations and the optimization were tested using the initial simulations (n =702) as a training set and the optimal simulations (n =234) as a test set.

### **Patient description**

The case study used in the simulation is a typical AIS patient with a Lenke type 3A<sup>34</sup> right thoracic, left lumbar curves (Figure 2B). The initial curve configuration had its thoracic and lumbar apex at T8 and L3 respectively, with 56° of main thoracic Cobb angle measurement, 38° lumbar Cobb angle, 22° of thoracic kyphosis and 44° of lumbar lordosis.

### **5.2.4 Results**

A visual comparison between the post operative X-rays and the simulation results of the optimal strategy illustrates the overall similarity between the two and provides a qualitative evaluation of the simulation results obtained with the surgery simulation. Figure 2B shows the pre- and post-operative radiographs of the patient along with the resulting model of the optimal instrumentation surgery.

Small differences between the simulated optimal strategy results and the real postoperative correction of the instrumented segments were observed in the coronal plane (6°, 1° and 5° for the PT, MT and TL/L Cobb angles respectively). In the sagittal plane, the kyphosis (TK) and lordosis angles (LL) were comparable to the real post operative values (1° and 2° of difference). In addition no difference in transverse plane correction was observed between the optimal and actual post-operative strategy. The simulated results for the case study are listed in Table 1.

The optimal strategy used only screws as compared to the actual instrumentation strategy that used a hybrid approach (screws + hooks). Table 2 shows a comparison of the instrumentation parameters for the simulated optimal and the post-operative strategies. The optimal strategy used fewer implants (11 vs. 13) and less fusion levels (10 vs. 11) as compared to the real strategy. The resulting shape of the rod in the simulated optimal strategy (20° Thoracic curve, 30° lumbar curve ) was akin to that used by the surgeon in the real surgery (Table 2)

Looking at the minima and maxima of the different optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations one can see the influence of these configurations on the geometric measures and 3D global correction (Table 3 and

Figure 3). The correction in the coronal plan was better with the screws construct (37° PT, 13° MT and 19° TL/L ) than with the hybrid construct (45° PT, 19° MT and 26° TL/L ). The different fusion levels (difference in mobility) produced a difference on the resulting correction. As listed in Table 4, the strategy used on T2-L5 (maximum fusion level) provided a better correction in the coronal plane (28° PT, 16° MT and 18° TL/L) compared to T6-L1 (minimum fusion level) (38° PT, 24° MT and 27° TL/L). There was no difference in correction between the strategy using a maximum number of implants (N=15) and the strategy with a minimum number of implants (N=10). Table 4 reveals a difference in the resulting correction with a minimum shape of the rod (20° curve thoracic; 30° curve lumbar) and a maximum shape (40° curve thoracic; 60° curve lumbar) (18° MT, 25 ° KT, 38° LL vs. 31° MT, 43° KT, LL 50°).

Substituting the results obtained using the optimization strategy in the 3D global spinal correction objective function  $\Phi$ , an 70% improvement in the overall correction of the patient geometry was obtained as compared to 67% using the post-op results.

In order to determine if the regression equations can realistically predict the surgical simulation outcome, the calculated absolute difference between the two is shown in Table 5. The largest difference for the training set (n = 702) was found in the kyphosis at  $2.4^\circ \pm 1.8^\circ$ . For the test set (n =234) the largest difference was again found in Cobb angle proximal thoracic  $2.8^\circ \pm 1.3^\circ$ .

### 5.2.5 Discussion

The proposed optimization strategy provides a tool to test different instrumentation approaches (only screws, only hooks or both, rod shapes, upper and lower instrumentation levels, location of the implants etc.) and to evaluate possible surgical results prior to the actual surgery. It thus helps to determine which strategy could provide the best overall correction.

This paper concerns the development, using a spine surgery simulator, of the optimization method to enhance effectiveness and predict the planning of surgical instrumentation personalized to the correction objectives defined by a surgeon. The results show the extent to which, under the conditions outlined, an optimal surgical

strategy appears capable of improving the geometry of the spine with fewer instrumented levels while still stabilizing the spine and allowing more mobility.

The findings indicate that almost the same overall correction in geometry (70%) was obtained by using fewer implants (only screws) and less instrumented levels. A study including more patients will be needed to verify that this finding can be confirmed for all types of deformity.

Another interesting aspect is that this tool helped to identify possible sources of variability<sup>9</sup> in recommended surgical strategies for the same patient by different surgeons. This variability may be attributed to the different surgeon surgical objectives,<sup>10</sup> which in this method constitute the relative weightings assigned in the objective function. Different surgical objectives will influence the optimal strategy. The next challenge is to investigate how variability in surgical objectives<sup>10</sup> will influence the optimal instrumentation strategy and global correction for the same patient.

Using the experimental design method to find the optimal configuration provides an advantage of reduced computational time over using an optimization algorithm that calls the surgery simulator at each iteration. Dar et al. noted that experimental design methods should be utilized more often in biomechanical modeling to provide a better assessment of the model to input parameters.<sup>35</sup>

Linear equations were obtained for each geometric measure and a simplified mathematical model was created and used for the optimization. For this simplified model to be a useful tool, the equations must accurately represent the finite surgical simulator (S3). The application of uniform design and linear regression brings about a result closer to between predicted geometric measures and simulation geometric measures. We found this assumption to be valid, as shown in Table 5, since even with the test set, the difference in geometric measures were all under 3° which is below the generally accepted clinical error of 5°. <sup>12-14</sup>

This is the first study that has optimized surgical correction using many different geometric parameters in the three dimensions and which includes mobility in the objective function. The most similar studies are that of Gignac et al.<sup>36</sup> ; Ghista and Viviani<sup>37</sup> and Wynarsky and Schultz,<sup>23</sup> the former having optimized only five geometric measures to determine the best type of brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis,<sup>36</sup> the second having optimized segmental spinal stiffness, distribution and magnitude of corrective forces for the surgical instrumentation of the spine while the latter proposed an optimization method to find the optimal active muscles and passive brace forces required to correct a right mid-thoracic scoliosis. The objective function took into account axial and frontal vertebral rotations, and offsets from a normal spine, although the scoliotic configuration had sagittal curvatures different from those normally observed in a scoliotic population. Furthermore, their objective function did not include spinal mobility, which for the patients is in fact one of the most important factors to consider.

The method proposed in this study for the choice of weights in the objective function formulation (specified by the surgeon) was used to avoid the arbitrary choice proposed in other optimization studies<sup>23, 36, 38</sup> and to identify the best compromises available considering all aspects of the correction.

It is to be noted that the interpretation of results is limited by some assumptions that were made for the purpose of simplification. The choice of the boundary conditions applied to the spine model (fixing T1 and pelvis) represent a simplification of the real spine wherein these vertebral levels are not fixed. Including the cervical vertebrae instead of T1 may influence the accuracy of the model. Balance in the coronal and sagittal planes were only partially accounted for in determining the optimal strategy. The results of this study are based on a single patient case, which is an important limitation to the conclusions that can be drawn. Even if the results show clearly the potential to optimize and predict the planning of surgical instrumentation, it cannot be assumed that it would be the same for all patients. Thus it is clearly a demonstration of the feasibility and pertinence of such an approach which should be further explored in a larger cohort of scoliotic patients.

### **5.2.6 Conclusion**

This study demonstrates the potential and feasibility of using a spine surgery simulator to optimize the planning of surgical instrumentation in AIS. To our knowledge, this is the first study that proposes an optimization method to determine the most favourable surgical instrumentation strategy for a patient with AIS. The study showed that for every patient there is more than one possible surgical solution that could result in the same overall correction. It is therefore necessary to check different solutions prior to planning the surgical strategy. This is possible only with a spine surgery simulator. There is thus multi-faceted potential to implement this tool to minimize variability among different surgeons in planning the instrumentation strategy for a patient.



### 5.2.7 References

1. Stokes IAF, Bigalow IC, Moreland MS. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res.* 1987; 5:102–13.
2. Bjerkreim I, Steen H, Brox JJ. Idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation: evaluation 10 years after surgery. *Spine.* 2007 Sep 1;32(19):2103-10.
3. Kim YJ, Lenke LG, Kim J, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 2006 Feb 1;31(3):291-8.
4. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine.* 1999;24:2607-16
5. Mermer MJ, Boachie-Adjei O, Rawlins BA, et al. Comprehensive analysis of cantilever, translational, and modular corrective techniques in adults with scoliosis treated with surgery to the sacropelvis. *J Spinal Disord Tech.* 2006 Oct;19(7):513-22
6. Lee SM, Suk S, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29:343-9.
7. Chang KW. Cantilever bending techniques for the treatment of large and rigid scoliosis. *Spine* 2003;28:2452-8.
8. Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis, *Eur Spine J* 2007; 16(1):57-64.
9. Robitaille M, Aubin CE, Labelle H. Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2007 Oct;16(10):1604-14.
10. Majdouline Y, Aubin CE, Robitaille M, et al. Scoliosis Correction objectives in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2007; 27(7):775-81.
11. Robitaille M, Aubin C.E., Labelle H. Effects of alternative instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical analysis, *J Orthopedic Research*; 2008 Jul 16, [Epub ahead of print]
12. Aubin CE, Labelle H, Chevretils C et al. Pre-Operative Planning Simulator for Spinal Deformity Surgeries. *Spine*, 2008; 23: 2143-2152

13. Aubin CE, Petit Y, Stokes IAF, et al. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering*. 2003;6:27-32.
14. Desroches G, Aubin CE, Sucato DJ, et al. Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. *Med Biol Eng Comput*. 2007; 45(8): p. 759-68.
15. Aubin CE, Dansereau J, Parent F, et al. Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput*. 1997 Nov; 35(6):611-8.
16. Delorme S, Petit Y, De Guise JA, et al. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2003; 50:989-98.
17. Moe JH BJ. Idiopathic Scoliosis. ed. *Toronto: WB Saunders Company* ; 1987.
18. Panjabi MM, Brand RA, White AA. Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg*. 1979;58:642-52.
19. Gardner-Morse MG, Laible JP, Stokes IA. Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. *J Biomech Eng* 1990;112:481-3.
20. Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi-Body Model of the Scoliotic Spine. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2004; 42:55-60
21. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM et al. The Spinal Deformity Study Group Radiographic Measurement Manual. Memphis, TN: Medtronic Sofamor Danek; 2004.
22. Stokes IAF, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebra in scoliosis. *Spine*. 1986; 11: 213-218
23. Wynarsky GT, Schultz, AB. Optimization of Skeletal Configuration: Studies of Scoliosis Correction Biomechanics. *Biomech*. 1991; 24(8), pp.721-32.
24. Villemure I, Aubin CE, Grimard G, et al. Progression of vertebral and spinal three dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2001; 26:2244-50

25. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. In: Instructional Course Lectures. Vol 5. Ann Arbor, MI: *American Academy of Orthopaedic Surgeons*; 1948:61Y75.
26. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am.* 2001; 83:1169-81.
27. De Jonge T, Dubousset JF, Illes T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine.* 2002;27:754-60.
28. Weinstein L. Pediatric spine surgery. USA: Lippincott.willion & Wilkins; 2001.
29. Weinstein L. Pediatric spine surgery (Principles and Practice). USA: Lippincott.willion & Wilkins, Volume2;1994.
30. Sacks J, Welch WJ, Mitchell TJ, et al. Design and Analysis of Computer Experiments. *Stat. Sei.* 1989; 4(4), pp. 409-435.
31. Fang KT, Lin DKJ, Winker P et al. Unifom Design: Theory and Application. *Technometries* .2000; 42(3), pp. 237-248.
32. Fang KT, Ma CX, Winker P. Centered L-2-Discrepancy of Random Sampling and Latin Hypercube Design, and Constmction of Unifom Designs. *Math. Gomput.* 2002; 71(237), pp. 275-296.
33. Optimization Toolbox User's Guide [computer program].Version 2. Natick MA: The MathWorks, Inc; 2001. <http://www.mathworks.com>.
34. Lenke LG, Betz RR, Haher TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine.* 2001;26:2347Y2353.
35. Dar FH, Meakin JR, Aspden RM. Statistical methods in finite element analysis. *J Biomech.* 2002; 35:1155–1161
36. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J.* 2000; 9:185–190
37. Ghista GR, Viviani K, Subbaraj PJ, et al. Biomechanical Basis of optimal scoliosis surgical correction. *J. Biomech.* 1988; 21(2), pp. 77-88.
38. Carrier J, Aubin CE, Villemure I, et al. Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis. *Med Biol Eng Comput* .2004; 42:541– 548

### 5.2.8 Figure and Table Captions

**Tableau 5.1 Article 2 table 1: Weights assigned to the terms of the objective function for objective of geometric correction and geometric parameters: pre-operative, simulated and post-operative values.**

Geometric Parameters		Weights of the objective function (%)		Pre-operative	Optimal strategy	Post-operative strategy
		Global weights W	Specific weights a.b.c			
Coronal Plane	Cobb angle PT	35	10	51°	34°	28°
	Cobb angle MT		40	56°	12°	13°
	Cobb angle TL/L		20	38°	11°	6°
	Apical vertebra translation		30	6.8	5.6	6
Sagittal Plane	Kyphosis	35	60	22°	20°	21°
	Lordosis		40	44°	35°	33°
Transverse Plane	Apical vertebra rotation PT	10	5	0.4°	1.1°	1.3°
	Apical vertebra rotation MT		30	16.5°	19°	21°
	Apical vertebra rotation TL		15	0.6°	0.8°	1.2°
	OPMD PT		5	51.2 °	31°	29.5°
	OPMD MT		30	58°	36°	35°
	OPMD TL		15	55°	34°	38°
Mobility	Number of fusion levels	20			10	11

**Tableau 5.2 Article 2 Table 2: Optimization parameters of instrumentation results**

Instrumentation Parameters		Optimal strategy	Post-op strategy
Type of implants		screws	Hybrid (screws + hooks)
Number of implants		11	11+2
UIV		T4	T2
LIV		L2	L1
Number of fusion levels		10	11
Localization on spine		T4 -T6,T8,T9,T12-L2	T2,T4-T8,T10,L1
Shape of Rod	Thoracic curve	20°	20°
	lumbar curve	30°	30°

**Tableau5.3 Article2 Table 3: The configurations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations**

	Rod Shape																				
	UIV	LIV	Curve1	Curve2	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5
Maximum of implants (15 implants)	T4	L3	20°	30°	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
Minimum of implants (10 implants)	T4	L3	20°	30°	0	0	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0	1	1	0	0
Maximum fusion level	T2	L5	20°	30°	0	1	1	1	1	0	0	0	1	1	0	1	0	1	0	1	1
Minimum fusion level	T6	L1	20°	30°	0	0	0	0	0	1	1	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0
Screws only	T4	L3	20°	30°	0	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	1	1	0	0
Hybrid (screws+hooks)	T4	L3	20°	30°	0	0	0	2	2	2	2	0	0	1	1	1	0	1	1	0	0
Minimum Shape Rod	T4	L3	20°	30°	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0
Maximum Shape Rod	T4	L3	40°	60°	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0

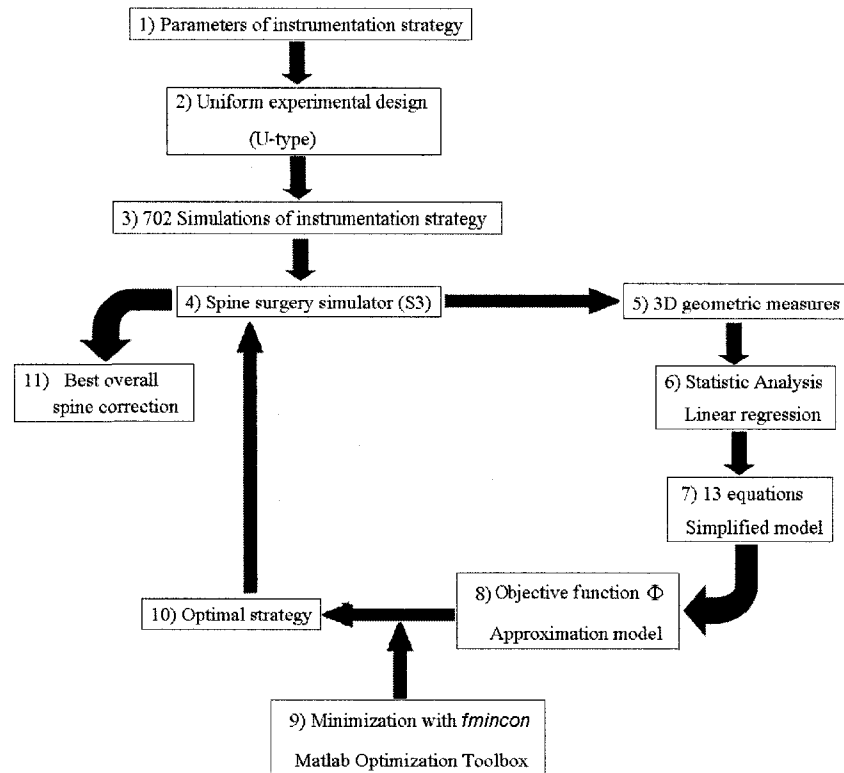
0: no implant  
1: screws  
2: hooks

**Tableau5.4 Article 2 Table 4: Results for the simulations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations**

		Cobb PT	Cobb MT	Cobb TL/L	kyphosis	Lordosis	PDM	AVR	Globale correction
Maximum of implants (15 implants)		38.2°	16.3°	19.6°	23.3°	34.4°	46.5°	21.7°	50%
Minumum of implants (10 implants)		37.4°	16.3°	20.1°	20.1°	38.7°	43.1°	26.4°	48%
	Screws only	37.5°	13°	19°	22.9°	36.9°	40°	19.9°	61%
	Hybrid	45°	19°	26°	23.6°	35.8°	46.5°	22.3°	58%
Maximum fusion level T2-L5		28.3°	16.8°	18°	20.3°	33.6°	44.7°	21.2°	60%
Minumum fusion level T6-L1		38°	23.5°	27.4°	22.7°	41°	48.8°	16.6°	45%
Minimum Shape Rod		40.1°	18.4°	24.5°	25.5°	38.2°	37.7°	28.2°	49%
Maximum Shape Rod		45.9°	31.2°	26.7°	43.4°	48.3°	54.8°	33.9°	35%

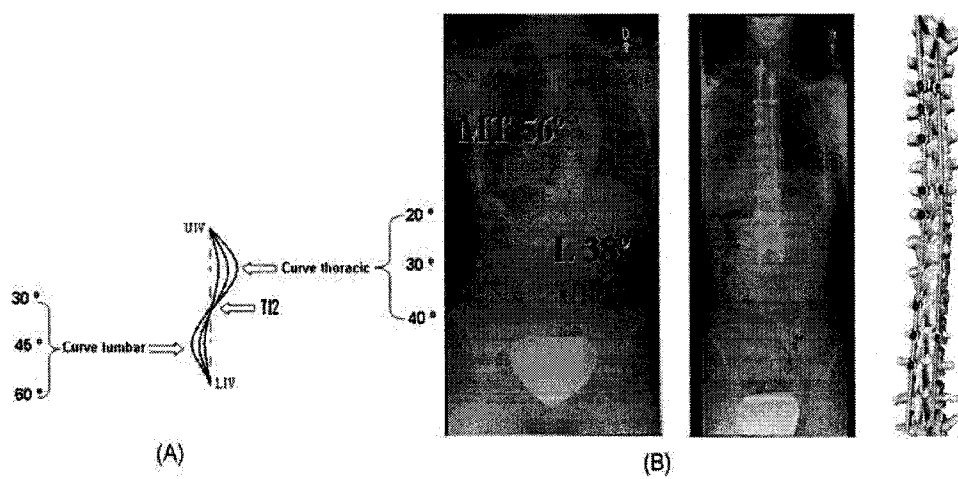
**Tableau5.5 Article2 Table 5: Calculated difference from linear regression predicted geometric measures and the simulated geometric measures.**

Geometric Parameters		Training set n = 702		Test set n = 234	
		Mean	STD	Mean	STD
Coronal Plane	Cobb angle PT (°)	1.5	1.2	2.8	1.3
	Cobb angle MT (°)	0.8	0.5	1.3	0.6
	Cobb angle TL/L (°)	2	1.4	2.5	1.7
	Apical vertebra translation (mm)	1.6	1.1	1.9	1.4
Sagittal Plane	Kyphosis (°)	2.4	1.8	2.5	1.5
	Lordosis (°)	2.1	1.6	2.3	1.6
Transverse Plane	Apical vertebra rotation PT (°)	1.5	1.1	2.1	1.3
	Apical vertebra rotation MT (°)	0.9	0.6	1.2	0.9
	Apical vertebra rotation TL (°)	2.2	1.2	2.5	1.7
	OPMD PT (°)	1.2	0.8	1.8	1.1
	OPMD MT (°)	0.4	0.3	0.8	0.5
	OPMD TL (°)	1.9	1.6	2.4	1.6

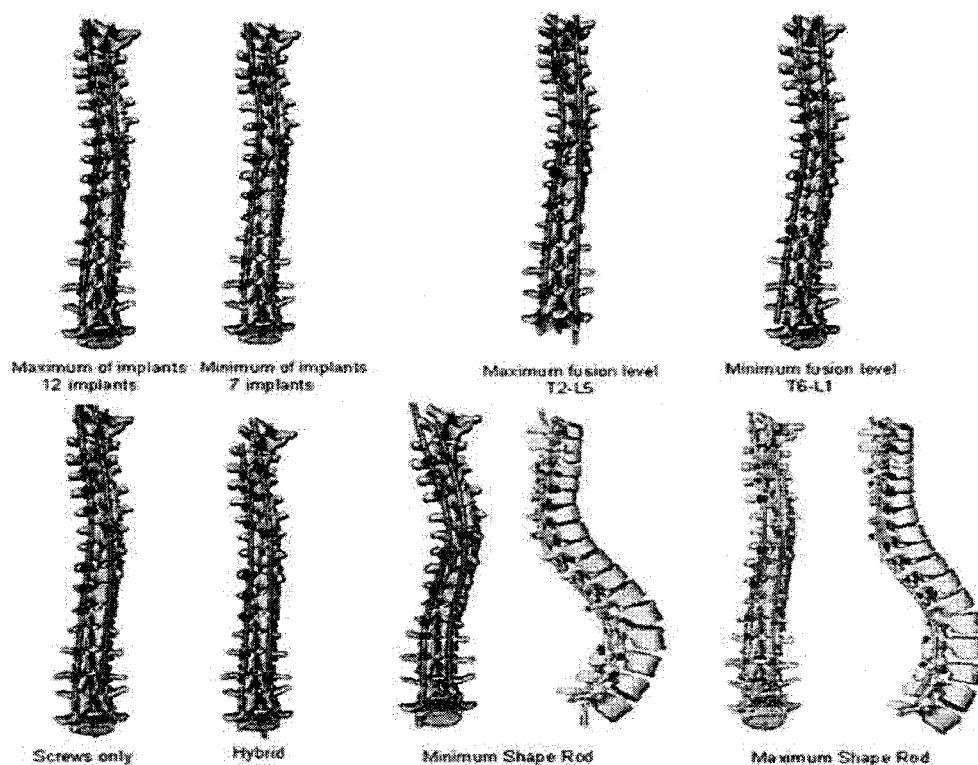


**Figure 5.1 Article 2 Figure 1: Flow chart summarizing the materials and methods.**

First the six parameters to characterize the surgical instrumentation (1) were considered (2) and were manipulated in a controlled manner as part of a uniform experimental design (U-type) (3). From this experimental design 702 different surgical instrumentation were obtained (4) and were simulated using S3 (5) the geometric results were measured for each simulation (6) and were used in an elaborate statistical analysis (7). The statistical analysis gave a simplified model (8) these equations were entered into the objective function  $\Phi(x)$  and once the approximation model describing the relationship between design variables and the objective function was obtained. (9,10) the minimum was found using the function “fmincon” (11). These optimal parameters were then put back into the S3 (4) where the 3D best spine correction was determined



**Figure 5.2 Article 2 Figure 2: (A) Variables for the shape of the rod: Three Cobb angles are used for the thoracic and lumbar segments; (B) Pre and post-operative radiographs of the patient and the simulation of the optimal surgery**



**Figure 5.3 Article 2 Figure 3: The simulation of the configurations of the minima and maxima optimization parameters for instrumentation that were tested in 702 simulations**



### 5.3 Étude prospective de l'optimisation de la chirurgie d'instrumentation sur un deuxième cas

Afin d'évaluer la faisabilité de l'approche d'optimisation en clinique, celle-ci a été appliquée de façon prospective pour le cas d'une patiente avec une courbure scoliotique de Type Lenke 3A (Cobb PT : 69° ; MT : 81° ; TL/L : 25°) avant qu'elle ne soit opérée par instrumentation chirurgicale au CHU Sainte-Justine (Figure 5.4). La pondération de la fonction-objectif a été fournie par le chirurgien Hubert Labelle avant de réaliser l'opération, selon ses objectifs de correction (Tableau 5.6).

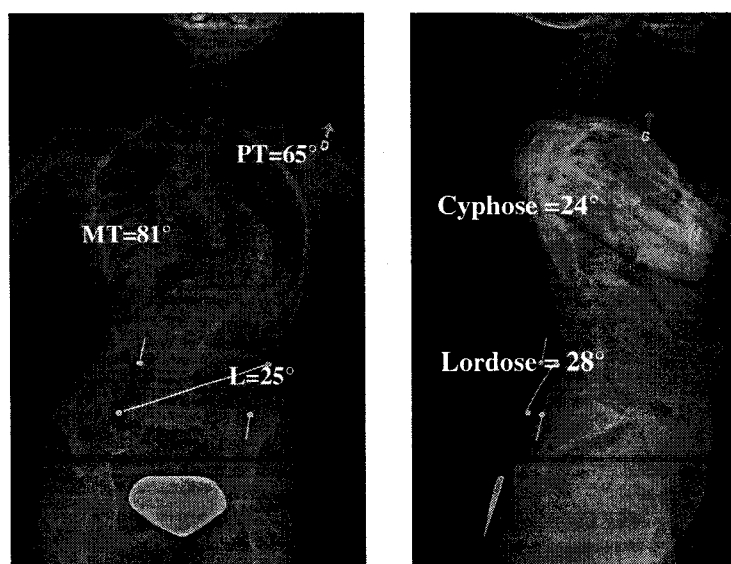
**Tableau 5.6: Les pondérations attribuées aux termes de la fonction objectif**

Paramètres géométriques		Pondération de la fonction objectif	
		Pondérations globales W	Pondérations spécifiques a, b, c
Plan Coronal	Angle de Cobb PT	40%	20%
	Angle de Cobb MT		40%
	Angle de Cobb L		30%
	Translation de la vertèbre apicale		10%
Plan Sagittal	Cyphose	20%	50%
	Lordose		50%
Plan Transverse	Rotation axiale de la vertèbre apicale (AVR) PT	20%	10%
	Rotation axiale de la vertèbre apicale (AVR) MT		20%
	Rotation axiale de la vertèbre apicale (AVR) TL/L		20%
	Orientation du PMD PT		10%
	Orientation du PMD MT		20%
	Orientation du PMD TL/L		20%
Mobilité	Nombre de niveaux fusion	20%	

L'optimisation de l'instrumentation a été réalisée selon la même démarche que celle présentée dans l'article 2 au chapitre 5. La figure 5.5 illustre le résultat de l'optimisation ainsi que les radiographies post-opératoires de la patiente. La stratégie optimale diffère de celle utilisée par le chirurgien. Tout d'abord, le chirurgien a privilégié l'utilisation d'un système hybride (vis + crochets) plutôt qu'uniquement des vis. La stratégie optimale a utilisé moins d'implants (10 à gauche +3 à droite contre 13+11) avec une vertèbre supérieure instrumentée (UIV) plus haute (T2 contre T3) et une vertèbre inférieure instrumentée (LIV) plus haute (L2 contre L3) par rapport à la stratégie réelle (tableau 5.7). Dans le plan coronal, de petites différences ont été observées au niveau de la correction résultante (moins de 3° pour

les angles de Cobb MT et TL/L, et  $6^\circ$  pour l'angle de Cobb PT) entre la stratégie optimale prédite et le résultat obtenu par le chirurgien. La plus grande différence a été trouvée dans le plan sagittal, où la cyphose et la lordose ont été fortement réduites lors de la chirurgie réelle comparativement à la stratégie optimale (respectivement de  $4^\circ$  et  $12^\circ$ ) permettant ainsi une meilleure restauration des courbures physiologiques sagittales. Dans le plan transverse, il y a une similitude de la correction résultante (moins de  $1^\circ$ ) entre la stratégie optimale prédite et le résultat obtenu par le chirurgien. Une variante a été simulée en utilisant 4 implants supplémentaires du côté droit (7 plutôt que 3). Ceci a diminué la performance de correction de  $1^\circ$  à  $3^\circ$ .

Une simulation supplémentaire a été réalisée pour simuler la stratégie réelle utilisée par le chirurgien, qui différait de la stratégie optimale. Dans ce cas, la différence entre les résultats de cette simulation et la correction post-opératoire est inférieure à  $3^\circ$  (tableau 5.8). Ceci permet de confirmer la capacité du simulateur à bien représenter les manœuvres de correction.



**Figure 5.4 : Radiographies pré-opératoire postéro-antérieure et latérale du second patient**

**Tableau 5.7 : Résultats des paramètres d'instrumentation de la stratégie optimale**

Paramètres d'instrumentation	Stratégie optimale	Stratégie adoptée par le chirurgien
Type d'implants	Vis	Hybride (Vis + crochets)
Nombre d'implants	10 (partie gauche) + 3 (partie droite)	13 (partie gauche) +11(partie droite)
UIV	T2	T3
LIV	L2	L3
Nombre de niveaux de fusion	11	11

**Tableau 5.8 : Résultats des paramètres géométriques**

	Pré-opératoire	Stratégie optimale simulée (avec 3 implants du côté droit)	Stratégie optimale simulée (avec 7 implants du côté droit)	Correction post-opératoire réelle	Stratégie post-opératoire simulée
PT Cobb	69°	37°	38°	31°	34°
MT Cobb	81°	25°	26°	22°	21°
TL/L Cobb	25°	10°	13°	9°	11°
Cyphose	24°	17°	16°	13°	12°
Lordose	28°	26°	25°	14°	12°
AVR PT	10.0°	14°	13°	14°	15°
AVR MT	27.7°	16°	18°	16°	17°
AVR TL/L	10.3°	3°	4°	3°	3°
Orientation PMD PT	70.7°	38°	38°	42°	40°
Orientation PMD MT	81.6°	27°	26°	26°	27°
Orientation PMD TL/L	43.3°	19°	20°	18°	21°

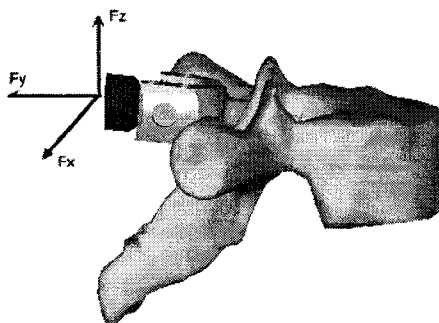
Le tableau 5.9 présente les efforts entre les implants et les vertèbres instrumentées immédiatement après le serrage des écrous. La figure 5.6 illustre les axes qui ont été utilisés pour le calcul des forces. Toutes les forces de réaction sont inférieures aux valeurs maximales rapportées pour la défaillance des vis (1000N) et des crochets (800N) rapportées dans la littérature <sup>(Hitchon'03)</sup>. La moyenne des forces de la stratégie optimale est environ 2 fois inférieure aux forces simulées pour la stratégie adoptée par le chirurgien, et 25% plus faible que la simulation de la stratégie optimale avec 4 implants supplémentaires du côté droit. Les forces maximales se trouvaient en général près des extrémités des segments instrumentés.

Le tableau 5.9 illustre aussi le maximum et la moyenne des forces intervertébrales. Ces forces sont les forces résultantes au centre de chaque disque intervertébral en 3-dimensions. Les forces intervertébrales maximales se trouvaient en général près des

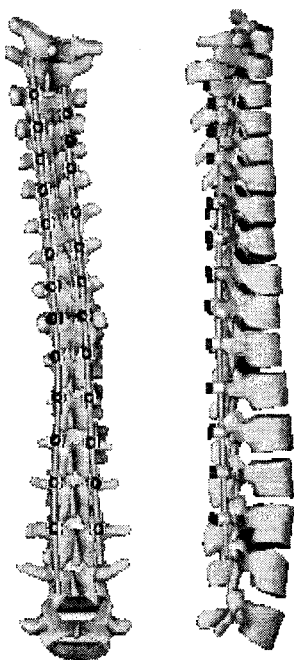
extrémités des segments instrumentés. Les forces intervertébrales moyennes de la simulation de la chirurgie réelle étaient semblables à celles de la simulation de la chirurgie optimale avec 3 implants du côté droit (moins de 6% de différence), alors que la simulation de la chirurgie optimale avec 7 implants du côté droit avait une réduction des forces moyennes de 17%.

**Tableau 5. 9 : Forces de réaction à la liaison implant-vertèbre et les forces intervertébrales**

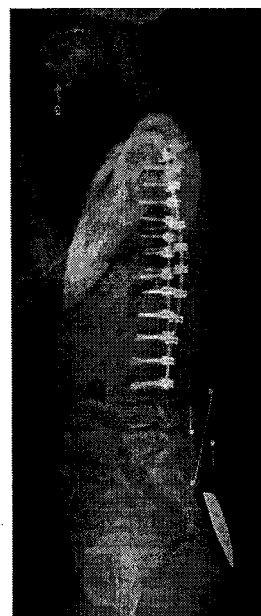
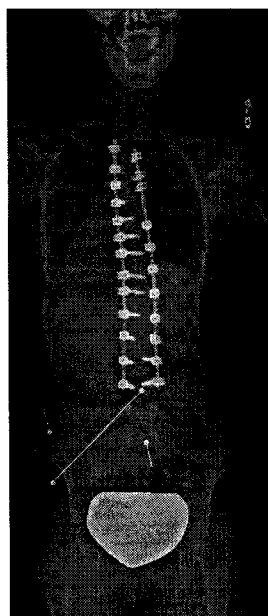
Force (N)	Stratégie optimale (avec 3 implants du côté droit)		Stratégie optimale (avec 7 implants du côté droit)		Stratégie adoptée par le chirurgien	
	Implant- vertèbre	Intervertébrale	Implant- vertèbre	Intervertébrale	Implant- vertèbre	Intervertébrale
Latérale -Fx						
Moyenne	278	113	332	90	520	105
Maximum	580 (L1)	327 (L1-L2)	787 (L1)	340 (T4-T5)	845 (T12)	453 (T4-T5)
Postéro- antérieur-Fy						
Moyenne	178	155	202	138	263	184
Maximum	495 (L2)	212 (T12-L1)	584 (T2)	338 (T11-T12)	568 (L1)	413 (T11-T12)
Verticale- Fz						
Moyenne	106	124	110	96	116	81
Maximum	337 (T12)	242 (L1-L2)	384 (T2)	270 (T4-T5)	435 (L1)	250 (L1-L2)
Totale	562	392	702	324	899	370
Moyenne						



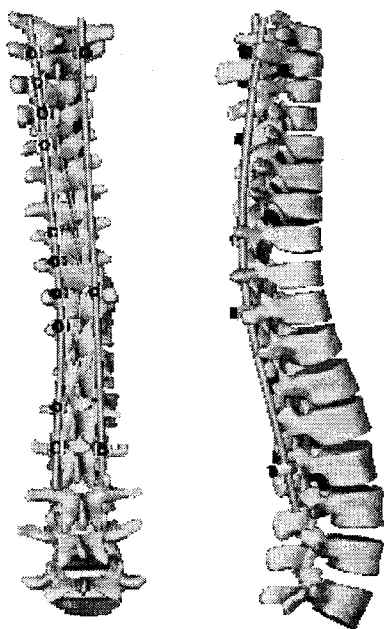
**Figure5.5: Système d'axes pour le calcul des forces évaluées**



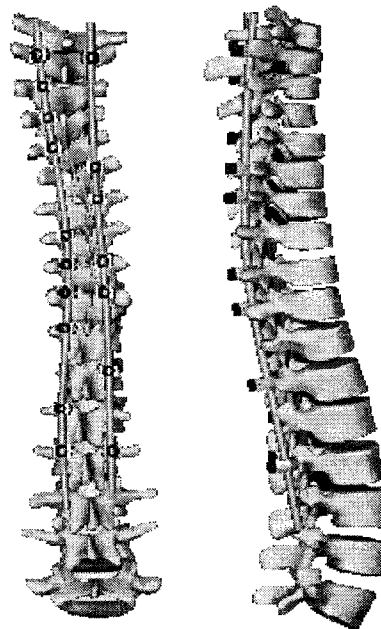
*Stratégie adoptée par le chirurgien*



*Radiographies post-opératoires*

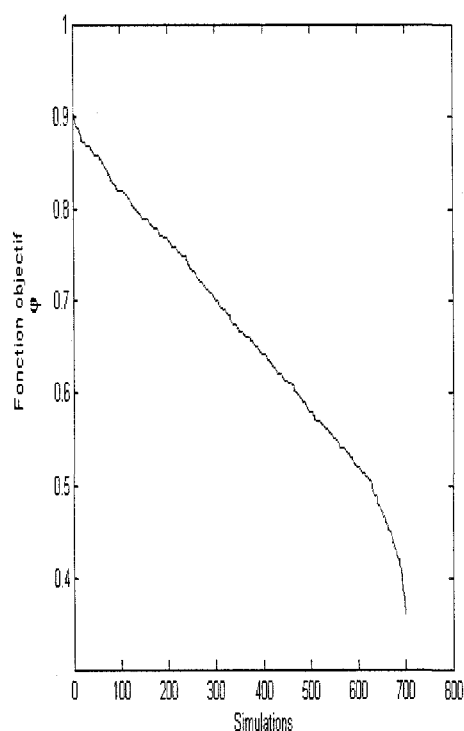


*Stratégie optimale avec 3 implants  
au coté droit*

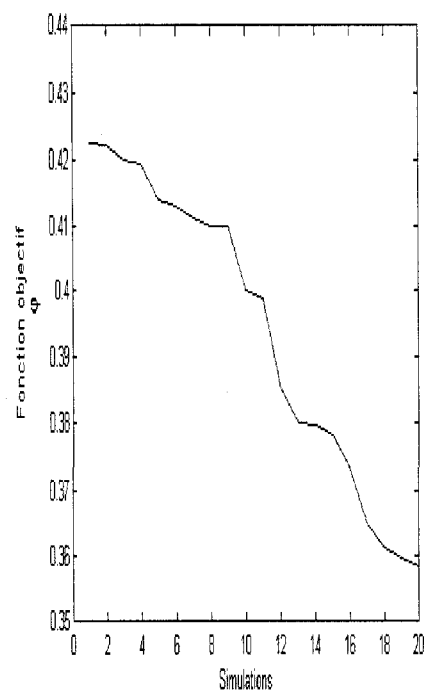


*Stratégie optimale avec 7 implants  
au coté droit*

**Figure 5.5: Radiographies post-opératoires du patient et les simulations de la stratégie optimale avec 3 implants de coté droite, optimale avec 7 implants de coté droite et réelle**



**Figure 5.6 : Résultats de la fonction objectif pour les 702 simulations**



**Figure 5.7 : Résultats de la fonction objectif pour les 20 meilleures simulations**

Les figures 5.6 et 5.7 présentent respectivement les résultats de la fonction objectif calculés pour les 702 simulations et pour les 20 meilleures simulations parmi ces 702.

Le tableau 5.10 illustre plus en détail les 20 meilleures stratégies parmi les 702 simulées ainsi que leurs résultats obtenus pour la correction. La vertèbre supérieure instrumentée (UIV) est T2 pour les 20 simulations tandis que la vertèbre inférieure instrumentée (LIV) est égale soit à L3 ou L1. La fonction objectif des 20 simulations varie entre 0.59 et 0.36 tandis que la valeur de la fonction objectif de la stratégie optimale trouvée à partir du modèle d'interpolation est meilleure ( $\phi=0.31$ )

**Tableau 5.10 : Résultats des paramètres géométriques et d'instrumentation des 20 meilleures stratégies.**

Simulation	PT Cobb	MT Cobb	TL/L Cobb	Cyphose	Lordose	AVR	PMD	Nombre de niveaux de fusion	LIV	UIV	Nombre d'implants	Type d'implants	$\phi$
1	40°	30°	16°	18°	24°	20°	33°	10	L1	T2	12	Hybride	0.5928
2	38°	30°	16°	15°	24°	20°	33°	10	L1	T2	10	Vis	0.5705
3	39°	29°	14°	18°	22°	18°	34°	10	L1	T2	11	Hybride	0.5383
4	40°	28°	14°	16°	24°	19°	31°	10	L1	T2	13	Vis	0.5158
5	38°	29°	13°	21°	25°	17°	32°	12	L3	T2	13	Vis	0.5012
6	37°	30°	10°	18°	23°	16°	31°	12	L3	T2	14	Vis	0.4900
7	37°	27°	9°	18°	21°	16°	29°	12	L3	T2	15	Hybride	0.4881
8	36°	27°	10°	20°	22°	18°	27°	12	L3	T2	13	Vis	0.4800
9	37°	28°	8°	17°	26°	16°	27°	10	L1	T2	13	Vis	0.4800
10	36°	26°	14°	15°	26°	17°	27°	12	L3	T2	12	Vis	0.4764
11	39°	27°	10°	19°	26°	16°	7°	12	L3	T2	13	Hybride	0.4712
12	39°	25°	10°	16°	24°	16°	28°	10	L1	T2	9	Vis	0.4608
13	35°	25°	13°	19°	26°	17°	27°	10	L1	T2	11	Vis	0.4586
14	37°	25°	13°	21°	23°	17°	30°	10	L1	T2	10	Vis	0.4526
15	38°	28°	12°	19°	26°	16°	30°	12	L3	T2	13	Vis	0.4200
16	37°	25°	9°	19°	26°	16°	29°	12	L3	T2	13	Hybride	0.3987
17	37°	26°	10°	19°	25°	15°	28°	12	L3	T2	14	Vis	0.3802
18	39°	27°	11°	19°	23°	15°	31°	12	L3	T2	15	Vis	0.3796
19	37°	25°	9°	18°	26°	16°	27°	12	L3	T2	13	Vis	0.3733
20	37°	25°	9°	17°	26°	16°	27°	12	L3	T2	13	Vis	0.3651
Optimale	37°	25°	10°	17°	26°	16°	27°	11	L2	T2	13	Vis	0.3198
Post-op	31°	22°	9°	13°	14°	16°	26°	11	L3	T3	24	Hybride	0.368

## **Chapitre 6 : Effets de la variabilité des objectifs de correction sur des stratégies d'instrumentation du rachis scoliotique**

### ***6.1 Situation du troisième article***

Ce troisième article porte sur l'évaluation de l'impact des objectifs de correction sur l'instrumentation chirurgicale. Un groupe de onze chirurgiens parmi les 50 chirurgiens ayant participé à l'étude de l'article 1, ont fourni leurs objectifs de correction spécifiques pour un même type scoliotique. Ces objectifs de correction ont été utilisés dans la méthode d'optimisation décrite par l'article 2 afin d'évaluer la relation entre ces objectifs et les stratégies d'instrumentation obtenues pour chaque chirurgien.

Cet article est intitulé : « The repercussion of correction objectives on instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis ». Il a été soumis pour fins de publication à la revue Spine en Novembre 2008. La contribution du premier auteur à la rédaction de l'article est évaluée à 90%.

### ***6.2 Article #3: The repercussion of correction objectives on instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis***



## **The repercussion of correction objectives on instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis**

Younes Majdouline M.A.Sc.<sup>1,2</sup>, Carl-Eric Aubin Ph.D.<sup>1,2</sup>,

Archana Sangole Ph.D.<sup>1,2</sup>, Hubert Labelle M.D.<sup>2</sup>

1. École Polytechnique de Montréal  
Dept. Mechanical Engineering, P.O. Box 6079, Station "Centre-ville"  
Montréal (Québec), H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center  
3175, Cote Sainte-Catherine Road  
Montréal (Québec), H3T 1C5 CANADA

### **Submitted to Spine**

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.

Full Professor

Canada Research Chair 'CAD Innovation in Orthopedic Engineering

NSERC/Medtronic Research Chair in Spine Biomechanics

École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Station "Centre-ville", Montréal (Québec), H3C 3A7

CANADA

E-mail: [carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4437; FAX: 1 (514) 340-5867

**Acknowledgements:** This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the Canada Research Chair Program and an unrestricted educational grant from Medtronic. Special thanks to the members of the Spinal Deformity Study Group: Drs A King, BS Richards, DJ Sucato, DP Roye, H Labelle, K Bridwell, LG Lenke, RE McCarthy, SM Mardjetko, TR Kuklo, T Lowe.

### 6.2.1 Abstract

**Study Design:** Biomechanical assessment of correction objectives for surgery in adolescent idiopathic scoliosis (AIS).

**Objective:** To examine the effects of correction objectives on the optimal instrumentation strategy.

**Summary of Background Data:** In three recent studies we have documented a large variability in AIS instrumentation strategies as well as on correction objectives in a group of experienced spine surgeons.

**Methods:** An optimization method using six instrumentation design parameters (e.g. limits of the instrumented segment, number, type and location of implants and rod shape) that were manipulated in a uniform experimental design framework was linked to a patient-specific biomechanical model that allowed analyzing the effects of a specific instrumentation configuration. The objective function included the correction objectives (to maximize) in the three anatomic planes and was oriented to minimize the number of instrumented levels. Eleven surgeons from the *Spinal Deformity Study Group* independently provided their respective correction objectives for the same patient (Lenke 3A curve type). For each surgeon, 702 surgical configurations iteratively were simulated using the biomechanical model. The influence of the eleven different correction objectives on the optimal surgical strategy was then evaluated.

**Results:** The resulting eleven optimal fusion levels (T4-L2, T2-L4, T5-L1, etc) were noted (mean: 11.2 vertebrae; STD 2.1). The fusion levels, shape of the rod and the location of implants significantly were influenced by the correction objectives strategies ( $p < 0.05$ ). The optimal number of implants was different (ranging from 8 to 13) and statistically significant ( $p < 0.05$ ). The resulting Cobb angles, the kyphosis and the lordosis angles as well as the orientation of the plane of maximum deformity varied for the 11 simulated optimal strategies.

**Conclusions:** Different surgeon-specified correction objectives produced different optimal instrumentation strategies for the same patient.

**Key words:** Adolescent idiopathic scoliosis, scoliosis instrumentation, surgery simulator, flexible mechanisms modeling, biomechanics, experimental design, optimization, 3-D correction.

**Key Points**

- Different surgeon-specified correction objectives produced different optimal instrumentation strategies for the same patient
- The surgical outcome is largely dictated (influenced) by the intended correction objective decided by the surgeon.

**6.2.2 Mini Abstract**

An optimization method using six instrumentation design parameters that were manipulated in a uniform experimental design framework was linked to a patient-specific biomechanical model that allowed analyzing the effects of a specific scoliotic spine instrumentation configuration. Eleven surgeons provided their respective correction objectives for a single patient. Different surgeon-specified correction objectives produced different optimal instrumentation strategies.

### 6.2.3 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) local and global deformation of the spine<sup>1</sup>, which may require spinal instrumentation and fusion for severe deformities.<sup>2</sup> The objective of the surgical procedure is to correct the deformity, to obtain a balanced posture and preserve spinal mobility.<sup>3</sup> The strategies to achieve these objectives are based on an accurate selection of fusion levels and an adequate application of 3D corrective forces by the spinal instrumentation.<sup>4,5</sup>

In recent years, many changes have occurred for the surgical treatment of scoliosis. With contemporary advanced instrumentation systems and techniques, the surgeon has a wide range of choices to achieve the goals of surgery, such as various implant types, diverse rod materials, diameter and shape possibilities as well as many intraoperative reduction manoeuvres. The surgical decision-making process has considerably increased in complexity, with many on-going controversies and debates over the choices of fusion levels, the proper guidelines for surgical correction and the choice of the instrumentation system.<sup>6-8</sup> Three recent studies have documented a large variability in AIS instrumentation strategies, and in the correction objectives in a group of experienced spine surgeons.<sup>9-11</sup> Different instrumentation strategies and selection of fusion levels were noted according to the curve type pattern. This variability reinforces the need for standardized posterior instrumentation strategies.

For this reason, the purpose of this study was to develop an optimization method, personalized to the specific correction objectives of a given surgeon, and to determine the most favourable surgical instrumentation strategy that maximizes the spine correction.<sup>12</sup> We hypothesized that the noted variability in AIS instrumentation strategies may be attributed to different correction objectives among surgeons for scoliotic deformities. In order to understand how the objectives of surgical correction can influence this variability, our main objective was to examine the effects of correction objectives on the optimal instrumentation strategy.

### 6.2.4 Materials and Methods

A 16 years old female with AIS, candidate for surgical treatment was selected for further analysis (Figure1). This patient had a Lenke 3A curve type with a  $51^\circ$  left proximal thoracic curve, a  $56^\circ$  right thoracic curve and a  $38^\circ$  left lumbar curve.

The global spinal correction was quantified by an objective function  $\Phi$  that included 12 different geometric parameters describing the 3D spinal deformities and was oriented to minimize the number of instrumented levels (mobility). The parameters were taken from the Spinal Deformity Study Group (SDSG) Radiographic Measurement Manual.<sup>13</sup> The following coronal and sagittal parameters were used:

In the coronal plane:

- Proximal thoracic (PT) Cobb angle ( $\theta_{PT}$ )
- Main thoracic (MT) Cobb angle ( $\theta_{MT}$ )
- Thoracolumbar/lumbar (TL/L) Cobb angle ( $\theta_{TL/L}$ )
- Apical vertebra translation ( $X_{AVT}$ )

In the sagittal plane:

- Thoracic kyphosis ( $\theta_{TK}$ )
- Lumbar lordosis ( $\theta_{LL}$ )

In addition to these parameters we used also in the transverse plane:

- Apical vertebral rotation of the PT curve ( $\theta_{AVR-PT}$ )
- Apical vertebral rotation of the MT curve ( $\theta_{AVR-MT}$ )
- Apical vertebral rotation of the TL/L curve ( $\theta_{AVR-TT/L}$ )
- Orientation of the plane of maximum curvature of the PT curve ( $\theta_{OPMC-PT}$ )
- Orientation of the plane of maximum curvature of the MT curve ( $\theta_{OPMC-MT}$ )
- Orientation of the plane of maximum curvature of the TL/L curve ( $\theta_{OPMC-TL/L}$ )

Cobb angles were calculated as the angles between the perpendicular lines to the spine curve at the inflexion points. The apical vertebral translation (AVT) was determined as the horizontal distance in centimeters measured between the midpoint of the apical vertebra (T8 in this study) and the C7 vertebra plumb line. The thoracic kyphosis was measured between the upper end plate of T4 and the lower end plate of T12. The lumbar lordosis was measured as the angle formed between the upper end plate of the T12 and the lower end plate of L5. The apical vertebral rotation was measured using the method by Stokes.<sup>14</sup> The orientation of the plane of maximum

deformity for each spine segment was calculated as the angle between the planes defined by the respective apical and end vertebrae with the sagittal plane.<sup>15</sup>

The objective function  $\Phi$  was calculated as the weighted sum of the squares of the ratios of these descriptors over their initial values with an additional mobility factor defined by the ratio of the number of unfused vertebrae (F) over the maximum number of unfused vertebrae in all the strategies ( $F^0$ ). Each term in the objective function was multiplied by a weighting factor that was specified by eleven experienced spine surgeons that are Fellows of the Scoliosis Research Society (SRS) and also members of the Spinal Deformity Study Group (SDSG), according to their importance for an optimal 3-D correction (Table1).

$$\begin{aligned} \phi = & W_1 \cdot \left[ a_1 \cdot \left( \frac{\theta_{PT}}{\theta_{PT}^0} \right)^2 + a_2 \cdot \left( \frac{\theta_{MT}}{\theta_{MT}^0} \right)^2 + a_3 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L}}{\theta_{TL/L}^0} \right)^2 + a_4 \cdot \left( \frac{X_{AVT}}{X_{AVT}^0} \right)^2 \right] \\ & + W_2 \cdot \left[ b_1 \cdot \left( \frac{\theta_{TK} - \theta_{TK}^n}{\theta_{TK}^0 - \theta_{TK}^n} \right)^2 + b_2 \cdot \left( \frac{\theta_{LL} - \theta_{LL}^n}{\theta_{LL}^0 - \theta_{LL}^n} \right)^2 \right] \\ & + W_3 \cdot \left[ c_1 \cdot \left( \frac{\theta_{PT-OPMC}}{\theta_{PT-OPMC}^0} \right)^2 + c_2 \cdot \left( \frac{\theta_{MT-OPMC}}{\theta_{MT-OPMC}^0} \right)^2 + c_3 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L-OPMC}}{\theta_{TL/L-OPMC}^0} \right)^2 + c_4 \cdot \left( \frac{\theta_{PT-AVR}}{\theta_{PT-AVR}^0} \right)^2 + c_5 \cdot \left( \frac{\theta_{MT-AVR}}{\theta_{MT-AVR}^0} \right)^2 + c_6 \cdot \left( \frac{\theta_{TL/L-AVR}}{\theta_{TL/L-AVR}^0} \right)^2 \right] \\ & + W_4 \cdot \left[ \left( \frac{F}{F^0} \right)^2 \right] \end{aligned}$$

Where  $W_1$ - $W_3$  are the weights assigned for the correction of descriptors in the coronal, sagittal and transverse planes respectively,  $W_4$  is that assigned for mobility and  $a_1$ - $a_4$ ,  $b_1$ - $b_2$ , and  $c_1$ - $c_6$  are assigned to individual parameters in 3 different planes. The angle  $\theta^0$  was defined as the preoperative angle. The ‘normal’ thoracic kyphosis ( $\theta_{TK}^n$ ) and lumbar lordosis ( $\theta_{LL}^n$ ) were arbitrarily defined as 35° and 40° respectively.<sup>16, 17</sup>

In order to evaluate the effect of the correction objectives on the instrumentation strategy, we used an optimization approach to minimize eleven objective functions (maximize the spine correction), one for each surgeon participating in this study. Details of the optimization approach have been presented in Majdouline *et al.* (2008)<sup>12</sup>, and is here summarized. This optimization method used six instrumentation design parameters: the upper instrumented vertebra (UIV), the lowest instrumented vertebra (LIV), the number, type and location of implants and the rod shape. These

instrumentation parameters were manipulated in a uniform experimental design (U-type)<sup>18, 19</sup> framework which was linked to a patient-specific biomechanical model implemented in a spine surgery simulator (S3).<sup>12, 20, 22, 23</sup> The simulator allowed analyzing the effects of each instrumentation configuration. The biomechanical model contains the vertebrae (from T1 to pelvis) connected by intervertebral structures that were modelled using flexible elements. The implants (screws, hooks) were modeled as rigid bodies while the implant-vertebra links were modeled as generalized non linear stiffness elements that restrained mobility in rotation and in translation. The stiffness coefficients were approximated using in-house experimental data on cadaveric instrumented vertebrae, but its parametric formulation allows using more detailed data when available in the future. Boundary conditions were applied to represent the state of the patient spine on the surgical table. All degrees of freedom, except sagittal plane rotation, were fixed at the pelvis. At T1, the vertebra was allowed to translate and rotate freely in the frontal plane. For each surgeon, 702 surgical configurations were iteratively simulated using S3 and for each configuration 12 geometric parameters were measured. 13 equations were built from the linear regression coefficients. These equations were obtained and used to make a simplified model representing the 12 geometric measurements and mobility as a function of the six instrumentation parameters. These equations were entered into the objective function  $\Phi(x)$ . Once the approximation model describing the relationship between design variables and the objective function was obtained, the minimum was found using the Matlab Optimization Toolbox (MathWorks, USA). To solve the non-linear optimization problems, the function “*fmincon*”<sup>21</sup> was used.

Using this optimization approach, the optimal strategy for each surgeon was obtained, thus the influence of the eleven different correction objectives on the optimal surgical strategy was evaluated. Statistical analyses were conducted using Statistica software (StatSoft, Inc. 2001. data analysis software system). Difference in the number of fusion levels used between the instrumentation configurations of the surgeons was evaluated with a one-way analysis of variance (ANOVA). The effect of correction objectives on instrumentation choices (the number of instrumented levels, upper and lowest fusion levels, the number, type and location of implants) was

assessed with ANOVA one-factor repeated measures. Statistical significance was set at  $P < 0.05$ .

### 6.2.5 Results

The resulting instrumentation parameters obtained from the optimization simulations for the eleven optimal strategies based on the correction objectives provided by the eleven surgeons are summarized in Table 2 and Figure 2.

Overall, there is a significant influence ( $p < 0.05$ ) of the correction objectives (Table 1) on the resulting optimal strategy obtained from the optimization process (Table 2). For example, the correction objectives for the number of instrumented levels (mobility) that were different between the eleven surgeons (range from 0% to 40%; Table 1), resulted along with the other objective choices in statistically different ( $p < 0.001$ ) numbers of instrumented levels (from 8 to 15; mean: 11.2; STD 2.1) (Table 2). All other instrumentation parameters also were statistically different ( $p < 0.001$ ). The optimal upper instrumented level ranged from T2 to T6, while the optimal lowest instrumented vertebra ranged from L1 to L5 (Table 2 and Figure 2). The optimal number of screws ranged from 8 to 13 (mean: 11.2; STD 1.4). The resulting shape of the rod and the position of the screws also were different between the eleven simulated optimized strategies (Figure 2).

The simulation of the eleven optimized instrumentation configurations produced significant ( $p < 0.001$ ) differences in the resulting simulated correction. The resulting Cobb angle varied between  $26^\circ$  and  $42^\circ$  for the proximal thoracic region, between  $12^\circ$  and  $24^\circ$  for the main thoracic segment, and between  $13^\circ$  and  $28^\circ$  for the thoracolumbar/lumbar segment. A difference was also found in the resulting simulated correction in the sagittal and transverse planes. The simulated postoperative Cobb angles varied from  $20^\circ$  to  $29^\circ$  for the kyphosis, from  $30^\circ$  to  $42^\circ$  for the lordosis, and from  $38^\circ$  to  $51^\circ$  for the orientation of the plane of maximum deformity (Table3).



### 6.2.6 Discussion

The study evaluated the effect of different surgeon-specified correction objectives on the correction of the spinal curves for the same AIS patient, using a patient-specific biomechanical model implemented in a spine surgery simulator. Different correction objectives were shown to significantly influence the decision-making for the relevant instrumentation design parameters (e.g. fusion levels, implant positioning and rod shape), thus consequently impacting on the resulting correction of the spine. The findings are similar to those reported by Robitaille et al.<sup>22</sup> wherein it was shown that different instrumentation strategies produced rather different surgical results. Our study further highlights another source of variability in the surgical correction process i.e. the correction objective based on which the preoperative planning of surgery in AIS.

Variability in the selection of instrumentation strategies has already been reported in earlier studies<sup>9, 11</sup>. The findings of this study confirm these previous findings and further identifies another element associated to the variability that can be attributed to the objectives of surgical correction. It also emphasizes the need for a standardized decision-making protocol (procedure) to minimize the inherent variability in defining the correction objectives of AIS patients.

Computer simulations facilitate an assisted-decision making approach that is versatile, fast (< 1 hour for the 702 iteration process per surgeon) and feasible and that can be easily adapted to surgeon-specific preferences. We demonstrated the possibility of using a simulator to optimize an instrumentation strategy for a specific patient and to evaluate the effect of how a change in the correction objective influences the strategy and thus the surgical outcome as well.

One limitation of this study is the choice of the boundary conditions applied to the spine model partially (fixing T1 and pelvis), which represents a simplification of the real spine wherein the vertebral levels are not fixed. Including the cervical vertebrae instead of T1 could improve accuracy and provide a more realistic behaviour of the non-instrumented curves. However; this will not control balance and post op

compensation. Balance-related parameters in the coronal and sagittal planes are essential goals of surgical correction<sup>11</sup> and further studies are required to fully consider their role.

Although the generalization of the findings is limited because the study was conducted on a single case, it still highlights the inherent variability factors associated with surgical-planning and decision-making in AIS. To our knowledge, this is the first study to analyse the effect of different correction objectives on the surgical outcome. The next step is to apply the simulation methods to a larger cohort of scoliotic patients and further exploit the potential of the simulator in facilitating the surgical decision-making process

### **6.2.7 Conclusion**

This study evaluated how a change in the correction objectives can impact the instrumentation strategy and thus the spinal correction obtained for the same patient. It has demonstrated that different surgeon-specified correction objectives produce different optimal instrumentation strategies for the same patient. This study also reports that the variability of instrumentation strategies produce rather different surgical results. Including more patients with different curve-type in the simulations would be needed to further validate the influence of the correction objectives on optimal instrumentation strategies.

### 6.2.8 References

1. Stokes IAF, Bigalow IC, Moreland MS. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J Orthop Res* 1987; 5:102–13.
2. Bjerkreim I, Steen H, Brox JI. Idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation: evaluation 10 years after surgery. *Spine*. 2007 Sep 1; 32(19):2103-10.
3. Bridwell KH. Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine*.1999; 24:2607-16
4. Dubousset J, Cotrel Y. Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clin Orthop*. 199 1; 264: 103- 110.
5. Suk SI, Lee SM, Chung ER, et al. Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*. 2003; 28:484-91.
6. Lenke LG, Betz RR, Haher TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine* 2001;26:2347-53.
7. Sufflebarger HL, Clark CE. Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 1990; 15:9 16-20.
8. Qiu G, Zhang J, Wang Y, al. A new operative classification of idiopathic scoliosis: a peking union medical college method. *Spine*. 2005; 30: 1419-26.
9. Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis, *Eur Spine J*, 16(1):57-64, 2007.
10. Robitaille M, Aubin CE, Labelle H. Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2007. Oct;16(10):1604-14.
11. Majdouline Y, Aubin CE, Robitaille M, et al. Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 2007, 27(7):775-81.
12. Majdouline Y, Aubin CE, Sangole A et al. Computer simulation for optimization of instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical & Biological Engineering & Computing* (submitted, October 2008)

13. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM et al. The Spinal Deformity Study Group Radiographic Measurement Manual, Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN, 2004.
14. Stokes IAF, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebra in scoliosis. *Spine*. 1986; 11: 213–218
15. Sangole A, Aubin CE, Stokes IAF et al. Three-dimensional Classification of Thoracic Scoliotic Curves. *Spine*, 2008 (*In press*).
16. Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83:1169-81.
17. De Jonge T, Dubousset JF, Illes T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine* 2002;27:754-60.
18. Fang KT, Lin DKJ, Winker P, Zhang Y. Uniform Design: Theory and Application. *Technometrics*. 2000; 42(3), pp. 237-248.
19. Fang KT, Ma CX, Winker P. Centered L-2-discrepancy of random sampling and Latin hypercube design, and construction of uniform designs. *Math. Comput.* 2002; 71(237), pp. 275-296.
20. Aubin CE, Labelle H, Chevretils C et al. Preoperative Planning Simulator for Spinal Deformity Surgeries. *Spine*, 2008; 23: 2143-2152.
21. "Optimization Toolbox User's Guide," 2001, Version 2, The MathWorks, Inc., Natick, MA, <http://www.mathworks.com>.
22. Robitaille M, Aubin C.E., Labelle H. Effects of alternative instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical analysis, *J Orthopedic Research*, 2008 Jul 16, [Epub ahead of print]
23. Aubin CE, Petit Y, Stokes IA et al. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2003 Feb; 6(1):27-32

### 6.2.9 Figure and Table captions

**Tableau 6.1 Article 3 Table 1: Weights assigned by the eleven surgeons (S1-S11) to the terms of the objective function of correction**

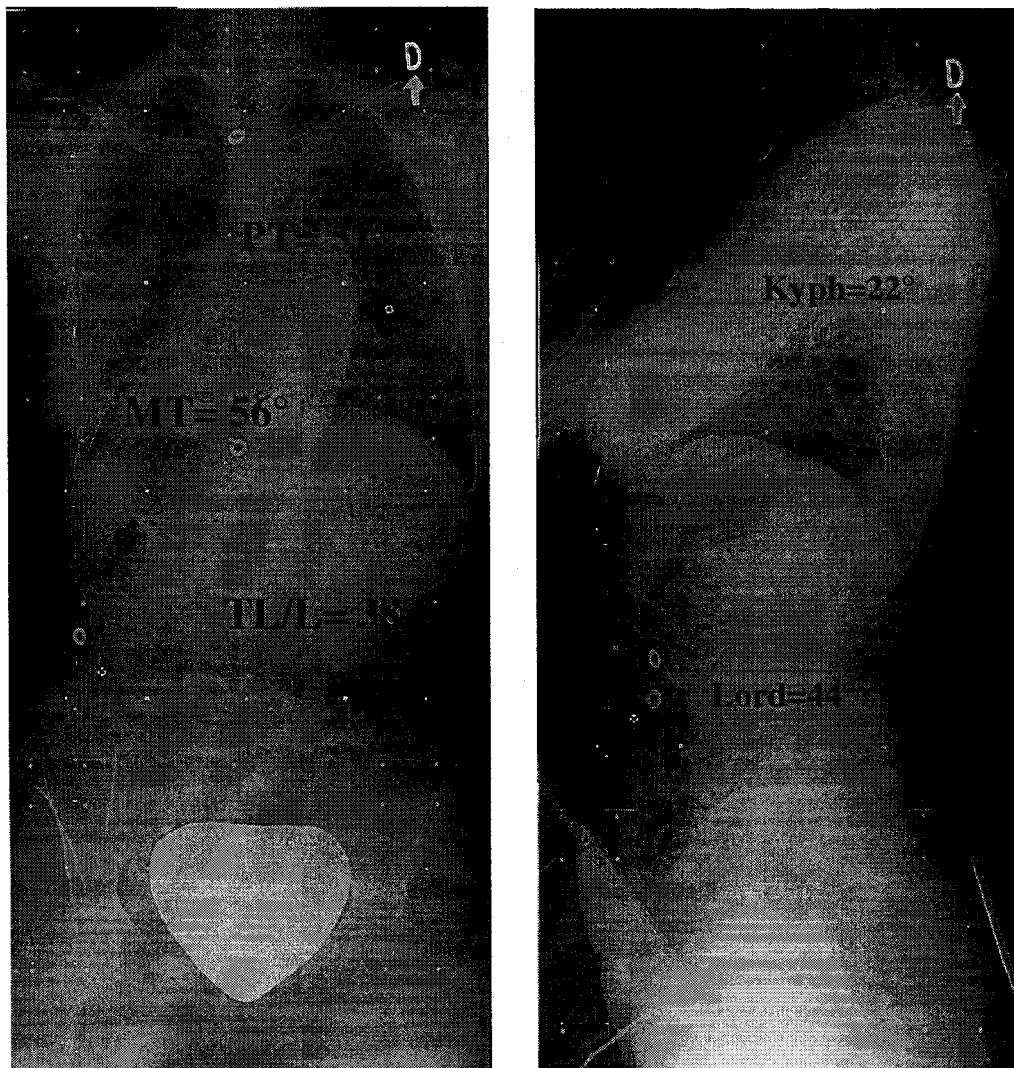
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
<b>Global weights (%)</b>	<b>Symbol</b>											
Correction in the Coronal plane	W1	30	50	30	45	30	20	60	30	25	50	30
Correction in the Sagittal plane	W2	30	20	30	45	30	50	30	30	10	20	10
Correction in the Transverse plane	W3	20	10	20	10	20	20	10	20	25	20	40
Mobility (Nb of unfused/saved vertebrae)	W4	20	20	20	0	20	10	0	20	40	10	20
<b>Specific weights assigned to the Coronal Plane (%)</b>												
Proximal thoracic Cobb (PT)	a1	10	15	5	5	5	20	30	5	5	5	25
Main Thoracic Cobb (MT)	a2	50	40	35	30	45	20	30	60	45	45	25
Thoraco-lumbar/Lumbar Cobb (TL/L)	a3	0	15	35	35	20	20	30	5	25	5	25
Apical Vertebra Translation	a4	40	30	25	30	30	40	10	30	25	45	25
<b>Specific weights assigned to the Sagittal plane (%)</b>												
Thoracic Kyphosis	b1	60	50	50	50	50	80	50	40	50	100	30
Lumbar Lordosis	b2	40	50	50	50	50	20	50	60	50	0	70
<b>Specific weights assigned to the transverse plane (%)</b>												
Apical Vertebral Rotation (PT)	c1	10	10	5	5	5	20	17	0	10	5	10
Apical Vertebral Rotation (MT)	c2	30	30	25	25	40	40	17	30	30	40	35
Apical Vertebral Rotation (TL/L)	c3	5	10	25	25	40	10	16	10	10	5	15
Orientation – plane of max. curvature (PT)	c4	25	10	15	15	5	10	17	0	10	5	10
Orientation – plane of max. curvature (MT)	c5	25	30	15	15	5	10	17	30	30	40	15
Orientation – plane of max. curvature (TL/L)	c6	5	10	15	15	5	10	16	30	10	5	15

**Tableau 6.2 Article 3 Table 2: Resulting instrumentation parameters from the optimization simulation for the eleven optimal strategies based on the correction objectives provided by the eleven surgeons (S1-S11)**

		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
Type of Implants		Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw	Screw
Number of Implants		10	10	13	13	12	12	12	11	8	12	11
Number of fused levels		10	9	11	15	10	12	14	10	8	14	11
Upper instrumented vertebra (UIV)		T4	T4	T3	T2	T4	T3	T2	T4	T5	T3	T4
Lowest instrumented vertebra (LIV)		L2	L1	L2	L4	L2	L3	L3	L2	L1	L4	L3
Shape of the rod	Thoracic curve	30°	20°	20°	20°	20°	20°	30°	20°	20°	30°	30°
	Lumbar curve	30°	45°	30°	45°	30°	30°	30°	45°	45°	45°	45°

**Tableau 6.3 Article 3 Table 3: Resulting correction obtained from the simulation of the eleven optimized configurations for the same patient**

	Preoperative	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
Proximal thoracic Cobb	51°	40°	28°	29°	36°	37°	34°	36°	39°	40°	33°	26°
Main thoracic Cobb	56°	18°	17°	20°	19°	15°	17°	19°	12°	24°	16°	17°
Thoraco-lumbar/Lumbar Cobb	38°	24°	13°	23°	25°	18°	23°	25°	24°	27°	24°	23°
Thoracic Kyphosis	22°	27°	20°	28°	22°	21°	26°	29°	23°	20°	21°	20°
Lumbar Lordosis	44°	37°	37°	34°	42°	35°	33°	40°	30°	32°	35°	34°
Orientation – plane of max. curvature	58°	47°	45°	40°	51°	42°	49°	46°	40°	38°	43°	40°



**Figure 6.1 Article 3 Figure 1: Pre operative postero-anterior and lateral radiographs of the patient**

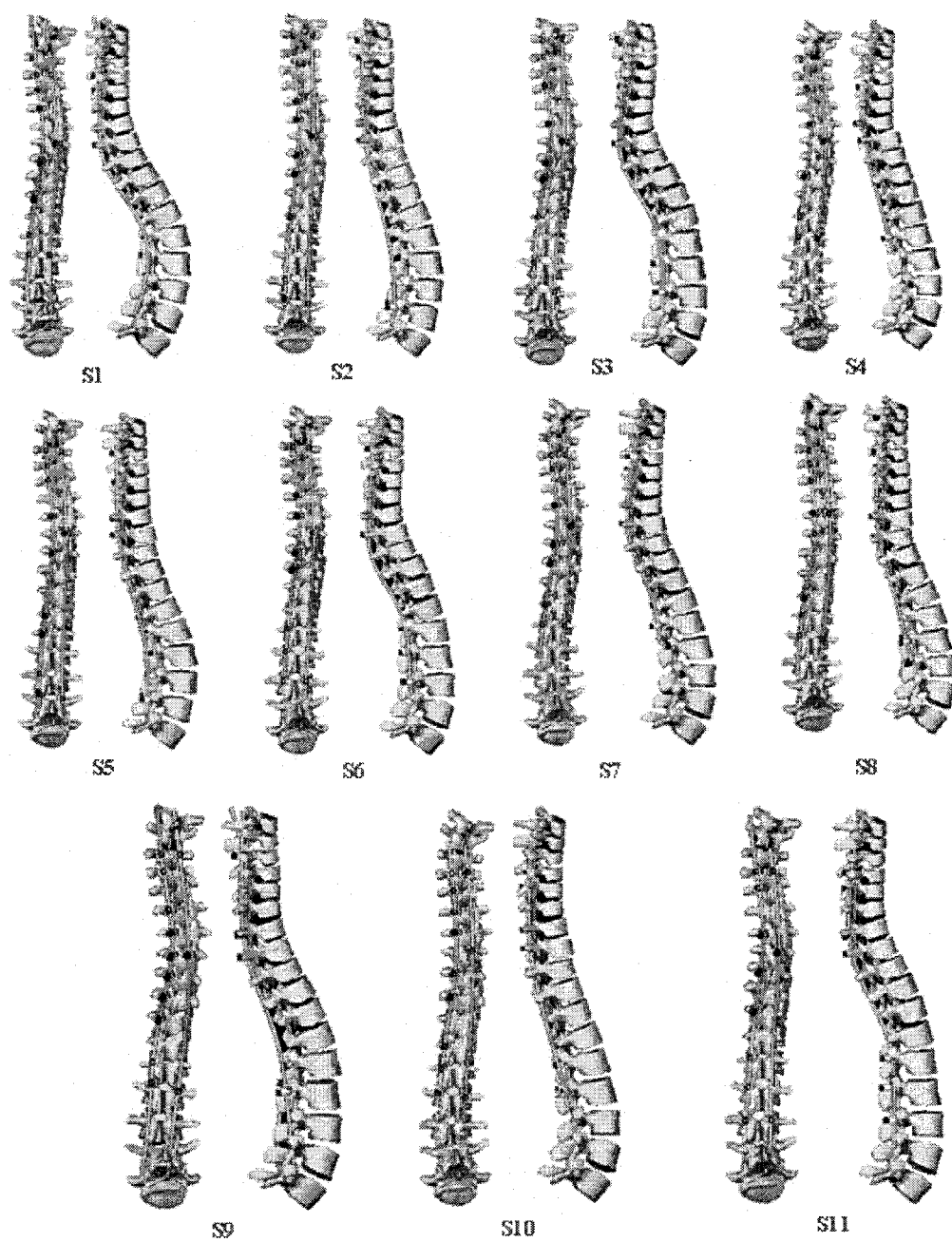


Figure 6.2 Article 3 Figure 2: The simulation of the configurations of the eleven optimal strategies



## Chapitre 7 Discussion générale

Dans le premier volet de cette thèse, les chirurgiens ont été invités à classer différents paramètres géométriques à l'aide de deux questionnaires. Le désaccord entre les objectifs de correction des chirurgiens a conduit à se poser la question suivante: Comment déterminer des critères objectifs pour optimiser les instrumentations chirurgicales si plusieurs chirurgiens experts ne raisonnent pas de la même façon? Une solution possible serait de regrouper ces mêmes chirurgiens experts dans un même endroit et obtenir un consensus sur les critères objectifs pour optimiser les instrumentations chirurgicales. Pour ce faire, les 20 paramètres pourraient faire l'objet d'une discussion selon différents types de courbures scoliotiques. Cependant, une telle réunion peut s'avérer difficile à organiser étant donné la distance et l'horaire chargé de ces spécialistes. Une avenue serait de tenir cette rencontre dans le cadre d'une conférence. C'est ce qui a été tenté lors de la réunion annuelle de la Société de scoliose du Québec en 2006 où plusieurs cas scoliotiques ont été d'abord envoyés à l'avance à un panel de six chirurgiens, puis discutés lors de l'atelier. Chacun devait donner sa stratégie d'instrumentation, puis les résultats étaient confrontés. Chaque chirurgien a donné son explication pour le choix qu'il a effectué. Tous les chirurgiens avaient donné un raisonnement logique de leur choix, et bien que différents, ils étaient tous assez bien fondés dépendamment du poids accordé à l'interprétation des différents paramètres cliniques du patient et de la déformation. Cet atelier a permis de conclure que le choix des stratégies d'instrumentation dépend du raisonnement du chirurgien et de son interprétation du cas à opérer. Ceci a confirmé le choix utilisé lors de cette étude, à savoir les pondérations précisées par les chirurgiens selon leurs objectifs de correction plutôt qu'une pondération moyenne générale.

Une des limites de ce premier volet est que le questionnaire utilisé n'a pas été soumis à une étape de validation rigoureuse afin de vérifier sa capacité à mesurer adéquatement l'opinion des chirurgiens sur les paramètres de correction. La validation aurait permis de vérifier la structure interne du questionnaire et consolider les conclusions de l'étude. Les critères pour valider un questionnaire sont décrits

dans la littérature <sup>(Rodar'01, Lin'89, Carmines'81)</sup>, et reposent sur la fiabilité, la sensibilité et la fidélité. La validité pourrait aussi être vérifiée à partir de deux méthodes statistiques : une analyse factorielle en composantes principales exploratoires et une analyse de consistance interne des dimensions (coefficient alpha de Cronbach) <sup>(Carmines'81)</sup>.

L'accord unanime trouvé pour l'équilibre sagittal et coronal de la colonne vertébrale pourrait être attribué à une confusion possible de la compréhension des chirurgiens quant à la signification de ces deux paramètres. En effet, la balance posturale globale du patient est un concept mal défini, qui fait référence au réalignement spatial du patient. La définition choisie dans cette étude pourrait être différente de celle définie dans le tableau 1.2 et dans la figure 2.9, i.e. la distance horizontale en millimètres entre la vertèbre C7 et la ligne centrale sacrale (CSVL).

Différentes explications peuvent être données quant à la variation de l'importance des paramètres géométriques tridimensionnels utilisés pour établir les objectifs de correction dans les trois plans anatomiques. Par exemple dans la littérature, plusieurs études ont montré l'importance des angles de Cobb <sup>(Morrissey'90, Andrea'00, Kwan'04)</sup> pour décrire les déformations scoliotiques et évaluer un traitement. Toutefois, parce que nous sommes face à un phénomène tridimensionnel, beaucoup d'auteurs <sup>(Dubousset'94, De Jonge'02, Labelle'07)</sup>, ont commencé à repenser son usage, ce qui peut expliquer la variabilité trouvée. De même, l'orientation des plans de déformation maximum a été jugée comme paramètre moins important. Ce paramètre spécifique connu et utilisé dans les domaines de recherche, l'est moins au niveau clinique, ce qui peut expliquer le résultat signalé. À la lueur de nos résultats, il semble que les chirurgiens savent moins bien utiliser et interpréter ces indices 3D dans le contexte d'une correction chirurgicale.

Comme indiqué précédemment, tous les participants sont des chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group (SDSG) et sont membres de la Scoliosis Research Society. Ces sociétés regroupent des chirurgiens nationaux et internationaux ayant des formations et points de vues différents. Par ailleurs, leurs stratégies opératoires ne sont pas prédéterminées et sont décidées de façon indépendante par chaque

chirurgien en fonction de ses propres expériences. On pourrait cependant reprocher que certaines interactions pourraient exister au sein du groupe et conditionner les opinions, bien que cette étude a été menée dans les premières années après que le groupe d'étude ait été formé. Nous pensons toutefois que cette interaction a un effet insignifiant. Ainsi, le fait que les résultats de l'étude montrent une grande variabilité au sein des chirurgiens est une preuve indirecte que cet effet a été en fait minime. Les résultats peuvent donc raisonnablement être extrapolés à l'ensemble des chirurgiens traitant les déformations rachidiennes.

La réalisation de la deuxième étape du projet a impliqué le développement d'une approche pour l'identification des paramètres d'intervention chirurgicale optimaux. Cette approche est basée sur des plans d'expériences et des modèles d'approximation de la fonction objectif. Néanmoins, le deuxième article présenté démontre que l'approche comporte certaines limites liées à la précision de cette approximation qui dépend de deux facteurs principaux : le plan d'expérience qui spécifie la position des points dans l'espace de design pour lesquels la fonction objectif est évaluée à l'aide d'une simulation, puis la technique d'interpolation qui ajuste le modèle aux données obtenues. Dans ce projet, la technique d'interpolation proposée est la régression linéaire. L'application de cette technique a apporté un résultat plus proche entre les mesures géométriques prédites et les mesures géométriques résultantes de la simulation. La différence entre ces deux mesures était inférieure à 3° ce qui est généralement acceptable sachant que l'erreur clinique est de 5° (Aubin'03, Desroches'07, Aubin'08, Allen'08,). En ce qui concerne les plans d'expérience, deux éléments agissent sur la précision du modèle d'approximation : le nombre de points spécifiés et leur disposition dans l'espace de design. Le plan d'expérience choisi («Uniform design») vise à distribuer les points de façon uniforme dans l'espace de design (Fang'00; Fang'02). Ce type de plan est adapté aux expériences numériques qui sont déterministes relativement aux études expérimentales qui comportent des erreurs aléatoires (Sacks'89). L'utilisation de ces plans d'expérience a également permis la réduction du temps de calcul à l'aide d'un algorithme d'optimisation qui fait appel au simulateur de chirurgie à chaque itération. Dar et al. (Dar'02) ont noté que les plans d'expérience

devraient être utilisés plus souvent dans la modélisation biomécanique afin de nous fournir une meilleure évaluation des paramètres d'entrée du modèle.

Une amélioration de la précision des modèles d'approximation serait possible dans les études à venir afin de mieux représenter la fonction objectif. Dans les études futures, une interpolation par Krigeage dual pourrait être utilisée, par exemple, afin d'améliorer le modèle d'approximation de la fonction objectif, ceci s'explique par le fait que la versatilité du Krigeage dual permet de varier le profil et de mieux identifier celui qui sera le plus adéquat à représenter la fonction objectif.

Une fonction objectif a été utilisée lors de cette étude. Celle-ci a visé à identifier les paramètres d'instrumentation maximisant la correction des déformations scoliotiques en utilisant différents indices caractérisant la déformation 3D. Ces paramètres ont également été employés pour évaluer cliniquement la sévérité d'une déformation scoliotique. Cette forme de fonction objectif a donc l'avantage d'avoir une certaine signification clinique.

L'étude se distingue des autres travaux d'optimisation de chirurgies <sup>(Ghista'88, Wynarsky'91, Gignac'00, Carrier '04, Duke'07)</sup> par deux éléments. Premièrement, il s'agit de la première étude qui propose une méthode pour la pondération de la fonction objectif basée sur les objectifs correctionnels du chirurgien (pondération précisée par le chirurgien). En effet, le choix pour la pondération de la fonction objectif des autres études était basé sur des principes généraux de correction chirurgicale. Deuxièmement, il s'agit de la première étude qui optimise la correction chirurgicale en utilisant une fonction objectif qui comprend différents paramètres géométriques en trois dimensions ainsi que la mobilité. En effet, les fonctions objectifs des autres études ne comprennent pas la mobilité, qui est en fait pour les patients l'un des plus importants facteurs à prendre en considération <sup>(Bridwell'99)</sup>. En effet, afin d'obtenir une correction maximum, tout en gardant les segments instrumentés à un minimum, il est nécessaire de trouver le nombre minimal de vertèbres instrumentées. Il est généralement admis qu'une longue fusion permettrait une meilleure correction du rachis scoliotique en contrôlant davantage de niveaux <sup>(Liu'08)</sup> mais ceci entraîne une réduction de la mobilité postopératoire, alors qu'une fusion courte pourrait ne pas corriger la déformation et mener à un déséquilibre du rachis. Les phénomènes de

compensation sont généralement exploités dans le cas de fusion courte afin de favoriser la correction des segments non-instrumentés. Cependant, cette étude n'a pas abordé cet important phénomène.

Dans le but d'éliminer les combinaisons de paramètres d'instrumentation chirurgicale inappropriées et en se basant sur la littérature et les conseils cliniques des deux chirurgiens de notre équipe de recherche (Labelle et Parent), certaines simplifications ont été incorporées au modèle. Ainsi, nous avons présupposé une manœuvre de dérotation et avons supposé que la deuxième tige (se trouvant du côté de la convexité) est cintrée dans le plan sagittal (rectiligne dans le plan frontal). La deuxième tige joue principalement un rôle de stabilisation de la correction obtenue par la première tige <sup>(Dubouset'99)</sup>. Certaines études ont simulé uniquement la première tige en faisant l'hypothèse que la deuxième n'apportait aucun changement significatif à la géométrie du rachis, seulement à la rigidité <sup>(Aubin'03, Garnder-Morse'94, Poulin'98)</sup>.

Pour la même raison et afin de diminuer le nombre de simulations dans cette étude (réduire le temps de calcul et améliorer la convergence des simulations), nous avons simplifié l'attache de la deuxième tige en imposant trois implants (soit un implant inséré au niveau de l'apex et deux autres dans les vertèbres UIV et LIV). Ces simplifications sur les paramètres d'instrumentation chirurgicale sont un compromis et ont été basées sur les conseils cliniques des deux chirurgiens de notre équipe de recherche (Labelle et Parent) et sur des études rapportées dans la littérature concernant le procédé chirurgical postérieur <sup>(Weinstein'01,'94)</sup>. En effet, le choix de ces simplifications permettra de rendre les différentes simulations obtenues numériquement réalisables. Ainsi, la majorité des simulations n'ont pas eu de problème de convergence, ceci a atténué l'effet de ces simplifications sur le résultat final. Au niveau de la correction, ces simplifications ont été confirmées dans la partie supplémentaire (section 5.3) où le nombre d'implants dans le côté convexe de la courbure (deuxième tige) n'a pas influencé significativement la correction (aucun changement significatif de la géométrie du rachis, seulement à la rigidité du montage).

Une autre simplification est la forme de la première tige qui est définie par deux angles, une dans la partie thoracique et l'autre dans la partie lombaire (voir 2<sup>ème</sup> article). En réalité, le cintrage de la tige se fait en per-opératoire progressivement à l'aide d'une cintreuse et se juxtapose aux courbures sagittales à rétablir. La forme de la tige est fonction du profil dans le plan sagittal que le chirurgien veut donner à la zone instrumentée.

Dans les études futures, une approche plus progressive d'appliquer les manœuvres chirurgicales pourrait être ajoutée, de même que l'introduction d'autres paramètres d'instrumentation (positionnement d'implants sur la vertèbre, matériau et diamètre de la tige, séquence d'attachement, etc.), d'autres manœuvres per-opératoires (cintrage in situ de la tige, distraction-compression, translation, manœuvre cantilever, dérotation vertébrale apicale directe, etc.), ou la possibilité de faire varier le nombre d'implants qui attachent la deuxième tige, sans augmenter beaucoup le temps pour optimiser. Dans un premier temps, une première optimisation pourrait être effectuée avec un nombre plus restreint des paramètres d'instrumentation que celui choisi dans cette étude. Par la suite, une fois la stratégie optimale trouvée, une seconde optimisation pourrait être effectuée avec des paramètres et d'autres manœuvres supplémentaires. Cela pourrait améliorer l'approche afin d'introduire des ajustements fins comme ceux utilisés lors de la chirurgie.

Compte tenu que le calcul des 702 itérations et l'optimisation prennent environ 1h30 (sur un ordinateur Pentium 4, 3.2 GHz, 2.0 RAM), ceci demeure raisonnable dans le contexte d'une utilisation éventuelle en clinique. Le nombre de simulations pourrait augmenter si on ajoute d'autres paramètres d'instrumentation. Cependant, une réduction du temps de calcul est anticipée en raison de l'augmentation de la puissance des ordinateurs. Dernièrement, à une journée d'avis, il a été possible d'optimiser la stratégie d'instrumentation pour une patiente avant son opération (cf. section 5.3), ce qui démontre son potentiel d'application.

D'autres études ont utilisé un modèle d'éléments finis comme outil prédictif pour la planification chirurgicale <sup>(Dumas'05)</sup> ou a posteriori <sup>(Lafon-Jalbi '08)</sup>. Notre étude se distingue par rapport à ces études, par le fait que nous simulons chirurgicales prennent moins de temps, et ne nécessitent pas de radiographies post-opératoires.

Dans le deuxième cas scoliotique, une meilleure correction dans le plan sagittal était obtenue avec la stratégie optimale par rapport à la correction réelle. Ceci peut être attribuable au matériau de la tige (acier inoxydable pour les simulations, et titane pour la vraie chirurgie), ce qui peut expliquer l'effet hypolordosant trouvé. Hormis la correction de l'angle de Cobb proximale thoracique, la correction dans le plan frontal est similaire étant donné que la différence est inférieure à  $3^{\circ}$  compte tenu que la précision pour cet angle est d'environ  $5^{\circ}$  <sup>(Aubin'03, Desroches'07, Aubin'08, Allen'08)</sup>. La différence de l'angle de Cobb proximal peut être attribuée aux conditions limites appliquées sur le modèle biomécanique (effet de bord). La différence entre les résultats de la simulation de la chirurgie réelle et celles de la chirurgie réelle post-opératoire est inférieure à  $3^{\circ}$ . Ceci démontre la faisabilité d'utiliser le simulateur et la méthode d'optimisation pour simuler les stratégies d'instrumentation. La différence entre les résultats de la simulation de la stratégie optimale et celle de la simulation de la stratégie optimale avec 4 implants supplémentaires du côté droit est aussi inférieure à  $3^{\circ}$ . Ceci confirme que la simplification sur le nombre d'attaches de la deuxième tige n'a pas d'effet significatif sur la géométrie du rachis, mais uniquement sur rigidité du montage <sup>(Aubin'03, Garnder-Morse'94, Poulin'98)</sup>.

Quelques facteurs liés aux méthodes de modélisation peuvent aussi influencer les résultats globaux de cette étude, notamment les conditions limites appliquées au rachis. Dans tout modèle biomécanique du tronc humain, le choix des conditions limites est compliqué, car aucune partie du rachis n'est complètement fixe dans l'espace <sup>(Stokes et coll.'99)</sup>. Ces conditions doivent être plausibles et soigneusement choisies pour qu'elles puissent produire des forces de réaction appropriées aux vertèbres (dans notre cas : T1 et bassin). D'ailleurs, il faut souligner le fait que plusieurs auteurs <sup>(Stokes et Gardner-Morse, '93; Gardner-Morse et Stokes, '94; Lafage et coll., '04)</sup> ont éprouvé les mêmes difficultés dans l'identification des conditions limites. Il faut toutefois

tenir compte des limites qu'elles causent dans l'interprétation des résultats et de leur application en clinique.

Une des principales caractéristiques de l'approche de simulation et optimisation est qu'elle rapporte les valeurs des forces de réaction vertèbre-implant (intensité et orientation) et les forces intervertébrales sur laquelle les chirurgiens se basent pour évaluer la sécurité et s'assurer que l'implant ne s'arrachera pas. Au besoin, le chirurgien peut décider de modifier la position d'un implant ou d'en ajouter un autre afin de répartir les contraintes sur le rachis. Des forces de réaction implant-vertèbre plausibles ont été obtenues par rapport aux valeurs publiées dans la littérature (Gayet'01). Les forces maximales pour les trois simulations étaient toutes en dessous des valeurs rapportées par Gayet et coll. Les forces les plus élevées ont été observées aux extrémités des niveaux d'instrumentation, ce qui est en accord avec l'étude de Belmont et al. (Belmont'01).

Une plus grande différence des forces intervertébrales a été notée au-dessus et en-dessous des segments instrumentés. Cette différence peut être attribuée au fait que la gravité, les forces musculaires et l'attitude posturale n'ont pas été modélisées lors des simulations. Plus exactement, l'attitude posturale peut varier d'une personne à l'autre en fonction de la compensation occasionnée par la chirurgie, ce qui entraîne une infinité de solutions physiquement acceptables. Cela implique que le comportement des courbures scoliotiques non-instrumentées du modèle n'est pas aussi bien prédit que celui des courbures instrumentées. Cette limite présente un problème à résoudre dans le futur, car les zones mobiles autour d'une arthrodèse rachidienne présentent autant sinon plus d'intérêt que les zones instrumentées (Guillaumat'04). En effet, beaucoup de chirurgiens choisissent d'instrumenter moins de niveaux en sachant qu'une certaine correction va se produire spontanément dans les segments non-instrumentés de la colonne vertébrale en position debout après l'opération.

Dans cette étude, le comportement mécanique permettant de différencier les segments structurels et non-structurels est basé sur une méthode de personnalisation



qui exploite les tests d'inflexion latérale. Cette technique est cependant peu reproductible <sup>(Watanabe'07)</sup>. Ceci peut donc affecter l'attribution des propriétés mécaniques des segments rachidiens. Une amélioration pourrait être apportée en utilisant la nouvelle méthode basée sur la suspension <sup>(Lamarre'08)</sup>, qui a démontré une plus grande reproductibilité et aussi la possibilité de calculer la rigidité des segments rachidiens. Une autre avenue consisterait à prédire la correction spontanée des parties non-instrumentées à l'aide de modèles statistiques <sup>(Kalen'90, Matthewelal'04, Lee 93)</sup> en se basant sur des bases de données des patients scoliotiques. Ceci fait l'objet du projet de maîtrise de Simon Desgreniers.

Dans la présente étude, les réponses à l'évaluation globale des objectifs de correction ont donné la plus haute importance à l'équilibre sagittal et coronal dans le traitement des patients scoliotiques. Cependant, ces deux paramètres n'ont pu être inclus dans la fonction objectif étant donné la limite du modèle biomécanique actuel à prendre en compte l'équilibre postural (équilibre sagittal et coronal). Cet équilibre dépend beaucoup des conditions limites qui ont été approximées dans ce travail en bloquant la vertèbre T1 dans le plan transverse. Par contre, de façon indirecte il est possible de déterminer si l'instrumentation nécessitera une compensation, en analysant les forces de réaction au niveau des conditions limites. Ainsi, par exemple, dans le cas du 1<sup>er</sup> patient, ces forces dans le plan transverse étaient négligeables (2N, 9N) et n'auraient pas nécessité une compensation musculaire ou posturale. Dans le cas du 2<sup>ème</sup> patient, ces forces étaient aussi faibles (3N, 15N) et n'auraient pas nécessité une compensation musculaire ou posturale. En comparant la simulation de la chirurgie réelle avec les résultats post-opératoires, on remarque que cette méthode permet assez bien d'approximer l'effet sur les segments non-instrumentés.

Ainsi, avant de pouvoir introduire l'équilibre sagittal et coronal dans la fonction objectif lors du processus d'optimisation, il faudrait améliorer les conditions du modèle biomécanique et/ou optimiser le processus de simulation de la compensation sur les segments non instrumentés. Certains chercheurs <sup>(Lafage'04, Dumas'05, Lafon-Jalbi'08)</sup> ont fixé les vertèbres cervicales en déclarant qu'elle sont des meilleurs points de fixation pour les conditions limites. Cependant, tout comme fixer T1, cette approche

demeure une limite, et en réalité il faudrait plutôt envisager déplacer ces limites en fonction de la compensation. Ces travaux font également l'objet de la maîtrise de Simon Desgreniers.

La divergence de certaines simulations (environ 10%) peut s'expliquer par le positionnement automatique inapproprié de certains implants sur les vertèbres. L'effet de cette divergence sur les résultats de cette étude est atténué étant donné l'utilisation d'une méthode d'approximation pour la fonction objectif combinant plan d'expérience uniforme et technique d'interpolation.

Notre étude est limitée aux aspects mécaniques de la correction. D'autres aspects importants n'ont pas été considérés tels : la sécurité des montages, la satisfaction du patient, la perte de sang, la douleur et l'apparence. Toutefois, une étude de Haer et coll. montre une corrélation significative entre la satisfaction du patient et le degré de correction <sup>(Haer'95)</sup>.

Malgré les limites énoncées antérieurement au sujet de la modélisation, notamment par rapport aux conditions limites et aux simplifications de la modélisation utilisée, la méthode d'optimisation qui a été développée permet de prédire une stratégie préopératoire optimale pour un patient scoliotique, ce qui valide la deuxième hypothèse à savoir qu'il existe une stratégie optimale, personnalisée par l'objectif correctionnel du chirurgien, pour un patient scoliotique.

Les résultats de cette étude ne sont basés que sur deux cas. Il n'est donc pas possible de généraliser les conclusions. Cependant, cette étude démontre la faisabilité et la pertinence d'une telle approche. La poursuite de cette étude sur un plus grand nombre de cas pourrait mener à une validation plus extensive de cette approche.

Les conclusions de l'étude du 3<sup>e</sup> article portant sur l'effet des différents objectifs correctionnels des chirurgiens sur leur instrumentation chirurgicale pour un même patient SIA, ainsi que sur la correction résultante sont similaires à celles rapportées

par Robitaille et coll. où il a été montré que les différentes stratégies d'instrumentation produisent différents résultats chirurgicaux <sup>(Robitaille'08)</sup>.

La variabilité dans la sélection de l'instrumentation des stratégies a déjà été signalée dans des études antérieures <sup>(Aubin'06, Robitaille'07)</sup>. Les résultats de cette étude confirment les conclusions précédentes et identifient un autre élément associé à la variabilité qui peut être attribué à des objectifs de la correction chirurgicale. Le troisième article met également l'accent sur la nécessité de standardiser le protocole de la décision afin de minimiser la variabilité inhérente à la définition des objectifs de correction. Cependant, est-il possible d'envisager une telle standardisation? Certains, comme le docteur Jean Dubousset <sup>(Dubousset'08)</sup> croient que ce n'est pas autant important d'avoir une standardisation étant donné que le choix des stratégies d'instrumentation des chirurgiens dépend du raisonnement du chirurgien. Ceci a confirmé le choix qui a été utilisé lors de cette étude, à savoir de privilégier l'utilisation des pondérations précisés par les chirurgiens selon leurs objectifs de correction.

Bien que la généralisation des résultats soit limitée parce que l'étude a été menée sur deux cas, l'étude met en évidence les facteurs de variabilité inhérents associés à la planification chirurgicale et à la décision dans le SIA. Considérant les résultats obtenus lors du troisième article, la troisième hypothèse à savoir qu'il existe un effet significatif des objectifs de correction sur les stratégies d'instrumentation est vérifiée.

Ce projet de recherche est original et intéressant pour les cliniciens car pour la toute première fois une approche d'optimisation permettant de trouver une stratégie d'instrumentation optimale a été développée et a permis d'analyser l'influence des objectifs de correction des chirurgiens sur leurs stratégies d'instrumentation sur un même patient scoliotique. Malgré les limites actuelles de la modélisation, le simulateur de chirurgie s'avère un outil prometteur dans la prise de décisions rationnelles des chirurgiens concernant leur choix de la stratégie d'instrumentation optimale.

## Chapitre 8 Conclusions et recommandations

Ce dernier chapitre présente les conclusions et les recommandations relatives aux objectifs et hypothèses fixés au début du projet. L'objectif principal de ce projet de doctorat consistait à développer une méthode d'optimisation des stratégies d'instrumentation afin d'obtenir une correction optimale pour un patient scoliotique donné. Cette méthode a été réalisée grâce à l'utilisation d'une approche combinant des plans d'expérience avec des modèles d'approximation de la fonction objectif et un modèle biomécanique multi-corps flexible implanté dans un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis.

Dans le premier volet de cette thèse, il a été démontré à l'aide de deux questionnaires qu'une variabilité significative des objectifs de correction chirurgicale existait parmi un groupe de chirurgiens expérimentés. Ces objectifs dépendent des chirurgiens et des types de courbures. Un accord unanime des chirurgiens a été révélé sur le fait que les équilibres sagittal et coronal sont les paramètres les plus importants pour obtenir une correction 3D optimale. Les autres paramètres varient dépendamment des types de courbures et des chirurgiens (lordose, cyphose, angles de Cobb proximal, thoracique et thoraco-lombaire/lombaire, l'orientation des plans de déformation maximum etc.). Notons que le pourcentage de correction attribué aux différents plans et à la mobilité est également variable dépendamment des chirurgiens. De plus, les objectifs de correction dépendaient aussi des types de courbures. En particulier, le plan de correction coronal était plus important pour les courbures de Lenke de types 2 et 4 que pour les autres types.

Dans la deuxième partie du projet, un modèle biomécanique multi-corps flexible implanté dans un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis (S3) <sup>(Aubin'08)</sup> a été utilisé pour effectuer une étude d'optimisation des stratégies d'instrumentation. Une méthode combinant l'utilisation de plans d'expérience et de modèles d'approximation de la fonction objectif à minimiser a été développée. Plus spécifiquement, un plan d'expérience de type «Uniform Design», développé par Frang et coll. <sup>(Frang'99, '00,'02)</sup> a été utilisé pour spécifier les points dans l'espace de

design pour lesquels la valeur de la fonction objectif était évaluée à l'aide d'une simulation de la chirurgie. Puis, les données provenant de ces simulations ont permis de construire un modèle d'approximation de la fonction objectif à l'aide de la technique d'interpolation (régression linéaire). L'approche développée a permis d'examiner la faisabilité de l'utilisation d'un simulateur de chirurgie pour réaliser une étude d'optimisation de la stratégie d'instrumentation. La principale limite de la méthodologie développée réside au niveau des conditions limites du modèle biomécanique.

Une étude prospective de l'optimisation de la chirurgie d'instrumentation sur un deuxième cas scoliotique a été réalisée. L'approche d'optimisation a été appliquée de façon prospective pour le cas d'une patiente avec une courbure scoliotique de Type Lenke 3A avant qu'elle ne soit opérée par instrumentation chirurgicale au CHU Sainte-Justine. La pondération de la fonction-objectif a été fournie par le chirurgien Hubert Labelle selon ses objectifs de correction et ce avant de réaliser l'opération. Cette étude a permis d'évaluer la faisabilité de l'approche d'optimisation en clinique.

L'étude a permis de trouver une stratégie optimale pour chaque patient dépendamment des objectifs correctionnels du chirurgien. La stratégie prédite est généralement en accord avec les objectifs correctionnels du chirurgien. Cependant, il faudrait poursuivre cette étude sur un plus grand nombre de sujets afin de valider plus extensivement cette approche.

La troisième partie de la thèse avait comme objectif spécifique d'évaluer l'effet des objectifs de correction sur les stratégies d'instrumentation. La réalisation de cette partie a nécessité l'implication de onze chirurgiens experts du Spinal Deformity Study Group qui ont fourni leurs objectifs de correction pour le même patient scoliotique. Ces objectifs de correction ont été utilisés comme des pondérations de la fonction objectif dans la méthode d'optimisation. Les onze stratégies chirurgicales optimales pour le même patient ont été obtenues. La relation entre les objectifs de correction et les stratégies chirurgicales optimales obtenues a été évaluée. La forme de la tige et l'emplacement des implants dans le rachis varient aussi d'un chirurgien à

l'autre selon leurs objectifs de correction. Ceci permet de dire que les objectifs correctionnels des chirurgiens ont un effet significatif sur leurs stratégies d'instrumentation. Ce résultat ne peut cependant pas être généralisé étant donné que l'étude n'a été appliquée que sur un cas.

La faisabilité et la cohérence des outils développés lors de ce projet ont été démontrées, puis leurs limites ont été discutées. Ces outils ont permis d'optimiser les stratégies d'instrumentation ainsi que d'investiguer l'effet des objectifs correctionnels sur les stratégies d'instrumentation qui ne peuvent être testés autrement que par une approche numérique. Un certain nombre d'étapes devront donc être entreprises afin d'améliorer l'approche développée et raffiner la modélisation :

- a. Introduire le contrôle postural et la gravité afin de permettre l'évaluation de l'équilibre coronal et sagittal, les paramètres les plus importants lors d'une correction.
- b. Raffiner la modélisation des courbures non-instrumentées. Différentes techniques pourraient être utilisées : méthode basée sur la suspension (Lamarre'08) et modèles statistiques (Kalen'90, Matthewelal'04, Lee 93).
- c. La méthodologie développée pour réaliser l'étude d'optimisation de la chirurgie devrait être améliorée en utilisant une approche séquentielle afin d'introduire plus de paramètres d'instrumentation et d'autres manœuvres chirurgicales sans trop augmenter le temps de calcul.
- d. D'autres méthodes d'interpolation pourraient être évaluées et comparées (par exemple le Krigeage).
- e. Une étude incluant un plus grand nombre de sujets scoliotiques devrait être réalisée afin de confirmer les résultats obtenus.

De grands progrès ont été réalisés dans le traitement chirurgical de la scoliose au cours des trois dernières décennies. On a qu'à penser à l'analyse tridimensionnelle du rachis scoliotique, au développement d'une imagerie médicale moins invasive, et à la création de nouveaux types d'instrumentations et de techniques peropératoires. Ces

nouvelles techniques ont contribué à réduire l'impact de la chirurgie (durée de la convalescence, invasivité, etc.) et à améliorer la qualité de vie, l'apparence et la satisfaction des patients afin de leur permettre un retour rapide à la vie active. Nous croyons que l'apport des modèles biomécaniques aux traitements de la scoliose sera une innovation dans le domaine des maladies musculo-squelettiques.

Malgré les limites actuelles de la modélisation, le simulateur de chirurgie s'avère un outil prometteur dans la prise de décision rationnelle des chirurgiens concernant leur choix de la stratégie d'instrumentation optimale. Il faut toutefois rappeler que les modèles biomécaniques ont été développés pour aider les chirurgiens dans leur prise de décisions lors de leur planification préopératoire et non de raisonner à leur place. Bien sûr, le chirurgien a le dernier mot ; il connaît le (la) patient(e) et peut ajuster sa décision en fonction de la pathologie particulière de cette personne.

## Références

Allen, S., Parent, E., Khorasani, M., Hill, DL., Lou, E., Raso JV. (2008). Validity and reliability of active shape models for the estimation of Cobb angle in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *J Digit Imaging*, 21(2):208-18.

Aubin, CE., Descrimes, JL., Dansereau, J. et al. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir*, 49:749-61.

Aubin, CE., Lobeau, D., Labelle, H. et al. (1999). Planes of maximum deformity in the scoliotic spine. *Research into Spinal Deformities II - Stokes IAF*, editor. (IOS Press, Amsterdam) Vol 59, 45-48.

Aubin, CE., Petit, Y., Stokes, IA. et al. (2003) Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6:1. 27-32.

Aubin, CE., Labelle, H., Ciolofan, OC. (2006) Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 14:1-8.

Aubin, CE., Labelle, H., Chevretils, C et al. (2008) Preoperative Planning Simulator for Spinal Deformity Surgeries. *Spine*, 23: 2143-2152.

Betz, RR., Kim, J., D'Andrea, LP., Mulcahey, MJ., Balsara, RK., Clements, DH. (2003) An innovative technique of vertebral body stapling for the treatment of patients with adolescent idiopathic scoliosis: a feasibility, safety, and utility study. *Spine*, 28(20):S255-65



Belmont, PJ Jr., Polly, DW Jr., Cunningham, BW. et al. (2001). The effects of hook pattern and kyphotic angulation on mechanical strength and apical rod strain in a long-segment posterior construct using a synthetic model. *Spine*, 26:627–35.

Braun, JT., Hines, JL., Akyuz, E., Vallera, C., Ogilvie, JW. (2006) Relative versus absolute modulation of growth in the fusionless treatment of experimental scoliosis. *Spine*, 31(16):1776-82.

Bridwell, KH. (1999). Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *Spine*, 24:24. 2607-2616.

Boseker, EH., MOE, JH., Winter, RB., et Koop, SE. (2000). Determination of normal thoracic kyphosis a roentenographic study of 121 normal children. *J Pediatr Orthop*. 20:6. 796-8.

Carrier, J., Aubin, CE., Trochu, F., et al (2005) Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using approximation models. *J Biomech Eng*, 127(4):680-91.

Carmines EG, Zeller RA. (1981). Reliability and Validity assessment. Beverly Hills: Sage Publications.

Chen PQ. (2003). Management of scoliosis». *J Formos Med Assoc*. 102:11. 751-61.

CHU. Rapport annuel 2004/2005 de centre de recherche du CHU de saint-justine.

Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, CE., Labelle, H., de Guise, JA.(1999) Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 13: 761-779.

Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H., Dansereau, J. (2007). A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 54(7):1356-8

Clément, B. (1998). École Polytechnique de Montréal.

Cobb, JR.(1948) Outline for the study of scoliosis. Instructional course lectures. The American Academy of Orthopedic Surgeons, 5:261-275.

Cotrel, Y., Dubousset, J. (1984) A new technique for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 70(6):489-94,.

Cotrel, Y. (1986). New instrumentation for surgery of the spine. Freund Publishing House. London,128.

Cotrel, Y., Dubousset, J., Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop*, 227:10-23.

Cummings, RJ., Loveless, EA., Campbell, J., Samelson, S., Mazur, JM. (1998) Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of the system of King et al. for the classification of adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 80(8):1107-11.

Dar, MA., Shah, OJ., Wani, NA., Khan, FA., Shah, P.(2002) Surgical management of splenic hydatidosis. *Surg Today*, 32(3):224-9.

D'Andrea, LP., Betz, RR., Lenke, LG., et al. (2000). Do radiographic parameters correlate with clinical outcomes in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 25:1795-1802.

Desroches, G., Aubin, CE., Sucato, DJ., Rivard, CH. (2007). Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. *Med Biol Eng Comput*, 45(8):759-68.

Descrimes JL. (1995). Modélisation par éléments fini du rachis thoracique et lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques. Thèse de PhD., École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. Paris. 166 p.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, CE., et al. (1999). Intra-operative Comparison of Two Instrumentation Techniques for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 24(19): 2011-2018.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, CE., et al. (2000). Three-Dimensional Radiographic Comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado Instrumentations for the Correction of Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 25(2):205-210.

Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., et al. (2000). Pre, Intra, and Postoperative Three-Dimensional Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Journal of Spinal Disorders*, Vol. 13(2): 93-100.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, JA., et al. (2003). Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(8):989-98.

De Jonge, T., Dubousset, JF., Illes, T. (2002). Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine*, 27: 754-60.

Dobbs, MB., Lenke, LG., Walton, T., Peelle, M., Rocca, GD., Steger-May, K., Bridwell, KH. (2004). Can We Predict the Ultimate Lumbar Curve in Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients Undergoing a Selective Fusion with Undercorrection of the Thoracic Curve? *SPINE* Volume 29, Number 3, pp 277-285

Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, JP., Mitton, D., Skalli, W. (2005). Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 8(5):331-7

Dubousset J. (1993). L'instrumentation de Cotrel-Dubousset: stabilisation rachidienne et correction des déformations. *Rachis.* 5:6. 287-296.

Dubousset, J. (1994). Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein SL, ed. *The Pediatric Spine: Principles and Practice*. New York: Raven Press; 479-496.

Dubousset, J. (1999). C-D Horizon: A New Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spinal Instrumentation*. 2<sup>nd</sup> ed., Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins. 85S-97S.

Dubousset, J. (2008). 'Communication personnelle'. Le congrès de la Société de la scoliose de Québec, Québec.

Dubousset, J.(1994). Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In Weinstein SL. *The pediatric spine: principles and practice*: Raven Press, 479-96.

Dubousset, J. (1999). C-D Horizon: A New Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spinal Instrumentation*. 2<sup>nd</sup> ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 85S-97S.

Duhaime, M., Labelle, P., Lebel, M., et al. (1982). Treatment of idiopathic scoliosis by the Harrington technique. Experience from the Ste-Justine Hospital, Montreal. *Chir Pediatr*, 23(1):17-22.

Duke, K., Aubin, CE., Dansereau, J., et al. (2008). Optimal adjustment of a dynamic position frame for spine surgery. *Med Biol Eng Comput*, 46(1):33-41.

Fang, KT., Lin, DKJ., Winker, P., et al. (2000). Uniform Design: Theory and application. *Technometrics*, 42(3), pp. 237-248.

Fang, KT., Ma, CX., Winker, P. (2002). Centres L-2-Discrepancy of Random Sampling and Latin Hypercube Design, and Construction of Uniform Designs. *Math. Comput.*, 71(237), pp. 275-296.

Fang, KT., Ma, CX., Winker, P. (1999). Uniform Design Based on Centered  $L_2$  Discrepancy-- $U_n(N^s)$ . The Uniform Design Association of china.

Gayet, LE., Hamcha, H., Charbonneau, A., et al. (2001). Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic implants. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar*, 87:459-68.

Gardner-Morse, M., Stokes, IA. (1994). Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech*, 27(2):177-81.

Gardner-Morse, M., Laible, JP., Stokes, IA. (1990). Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis. *J Biomech Eng*, 112:4. 481-3.

Ghista, DN., Viviani, GR., Subbaraj, K., et al. (1988). Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *J Biomech*, 21:77-88.

Gignac, D., Aubin, CE., Dansereau, J., Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J*, 9(3): 185-90

Gréaloul L. (1998) Réalisation d'une interface permettant de générer la modèle cinétique du rachis à partir des données géométriques personnalisées. Projet de fin d'études. École Polytechnique de Montréal, 49 p.

Guillaumat, M. (1994). Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte jeune. *Revue du rhumatisme*, 71 :2. 145-159.

Haheer, TR., Merola, A., Zipinick, RI. (1995). Meta-analysis of surgical outcome in adolescent idiopathic scoliosis : a 35-year English literature review of 11000 patients.

Harrington. (1973) .*Clin Orthop Relat Res*, 227:3-5. No abstract available.

Hackenberg, L., Ling, T., Lilienqvist, U. (2002). Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hook in thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine*, 27:9. 937-42

Jackson, RP. (1996). Jackson sacral fixation and contouring spinal correction techniques. In Margulies JY, Floman Y, Farcy JP and Neuwirth MG. *Lumbosacral and spinopelvic fixation*: Lippincott-Raven, 357-79.

Jarvis, JG., Greene, RN. (1996). Adolescent idiopathic scoliosis. Correction of vertebral rotation with use of Wisconsin segmental spinal instrumentation». *J Bone Joint Surg*. 78A:1707-12.

Kapanji IA.(1986). *Physiologie articulaire*. Maloine. Paris, 255.

Kadoury, S., Cheriet, F., Beauséjour, M., Stokes, IA., Parent, S., Labelle, H., (2008). A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 13

Knight, R., Jackson, RP., Killian, JT., Stanley, EA. (2002). Scoliosis Research Society. With Paper on sagittal Plane Alignment.

Kalen, V., Conklin, M. (1990). The behavior of the unfused lumbar curve following selective thoracic fusion for idiopathic scoliosis. *Spine*,15:271–274.

King, HA., Moe, JH., Bradford, DS., Winter, RB. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 65: 1302-13.

Keim HA. Scoliosis. (1978). *Clin Symp*, 30(1):1-30.

Kolessar, DJ., Stollsteimer, GT., Betz, RR. (1996). The value of the measurement from T5 to T12 as a screening tool in detecting abnormal kyphosis. *J Spinal Disord*, 9(3): 220-2

Kuklo, TR., Potter, BK., Polly, DW., O'Brien, MF. (2005). Reliability analysis for manual adolescent idiopathic scoliosis measurements. *Spine*, 30. 444-454.

Kwan, MK., Chooi, WK., Lim, HH. (2004). Coronal plane and apical vertebral rotation correction of adolescent idiopathic scoliosis with multisegmented hook-rod system: a retrospective review. *Med J Malaysia*. 59:14-18.

Labelle, H., Bellefleur, C., Joncas, J., Aubin, CE., Cheriet F. (2007). Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study. *Spine*,15;32(8):835-43.

Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., et al. (2004). 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Comput Aided Surg*, 9(1-2):17-25.

Lin LI. (1989). A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*; 45:255–68.

Lagrone, MO., Bradford, DS., Moe, JH., et al. (1988). Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion. *J Bone Joint Surg Am*, 70(4):569-80.

Lamarre, ME., Parent, S., Labelle, H., Aubin, CÉ., Joncas, J., Cabral, A., Petit, Y. (2008). Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: Suspension versus side-bending radiography, *Spine* (Accepted, October 2008).

Le Borgne, P., (1998). Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset. 155p. Thèse de doctorat en génie mécanique, École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers.

Lehman, RA., Polly, DW., Kuklo, TR., et al. (2003). Straight-forward versus anatomic trajectory techniques of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine*, 28,2058-65.

Lenke, LG., Betz, RR., Harms, J., et al. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A: 1169-81.

Lenke, LG. (1999). Surgical classification of idiopathic scoliosis: predicting and assessing treatment. Presented at the 6<sup>th</sup> International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), Vancouver, British Columbia.

Lenke, LG., Bridwell, KH., Blanke, K. (1998). Radiographic result of arthrodesis with cotrel-Dubousset instrumentation for treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a five to ten years follow-up study. *J Bone Joint Surg AM*,

Lenke, LG. (2004). Debate: Resolved, a 55° Right Thoracic AIS Curve Should Be Treated by Posterior Spinal Fusion and Segmental Instrumentation Using Thoracic Pedicle Screws. *J Pediatr Orthop*, 24. 329-334.



Lenke, LG., Bridwell, KH., Blanke, K. (1998) . Radiographic results of arthrodesis with Cotrel- Dubosseet instrumentation for the treatment of adoleseny idiopatic scoliosis: a five to ten years flow-up. J Bone Joint Surg Am, 80.807-14

Lenke, LG., Bridwell, KH., Blanke, K., Baldus, C. (1995). Analysis of pulmonary function and chest cage dimension changes after thoracoplasty in idiopathic scoliosis. Spine. 20:1343–50.

Lenke, LG., Kim, YJ., Rinella, AS. (2002). Treatment of spinal deformty utilizing thoracic pedicle screw Semin Spine Surg, 14.66-87.

Lenke, LG., Bridwell, KH., Baldus, C., Blanke, K. (1992). Preventing decompensation in King type II curves treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. Strict guidelines for selective thoracic fusion. Spine, 17. S274-81.

Le blanc, R., Labelle, H., Poitra, B., Rivard, CHet Kratzenberg, J. (1996). 3D evaluation of posture in normal and scoliotic adolescents. AnnChir, 50 :8. 631-6

Liljenqvist, UR., Hackenberg, L., Link, T., Halm, H. (2001). Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine. Acta Orthop Belg. 67 :2. 157-63.

Liljenqvist, UR., Lepsien, U., Hackenberg, L., Niemeyer, T., Halm, H. (2002). «Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis». Eur Spine J, 11. 336-43.

Luce, F. (2004). Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose. École Polytechnique de Montréal.

Luque, ER.(1982). Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. Clin Orthop Relat Res, 163:192-8.

Liu, HY., Wang, B., Wang, HM., Zhang, J., Miao, KN., Jin, ZH. (2008). Long-term follow-up after posterior corrective operation for degenerative scoliosis. Zhonghua Wai Ke Za Zhi, 46(7):484-7. Chinese.

Mary, P. (2004). Prise en charge de la scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adolescent. Revue du rhumatisme. 71:2. 160-170.

Petit Y. (2003). Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale. École Polytechnique, Montréal, Qc, CA.

Ogon, M., Giesinger, K., Behensky, H. (2002). Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's scoliosis classification system. Spine. 27. 858-862

Perdriolle R. (1979). *La scoliose: son étude tridimensionnelle*. Maloine. Paris, 144.

Poulin, F., Aubin, CE., Stokes, I., et al. (1998). Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide d'un mécanisme flexible. Ann. de Chir., 52, 8 : 761-767.

Pratt, RK., Burwell, RG., Cole, AA., et al.(2002). Patient and parental perception of adolescent idiopathic scoliosis before and after surgery in comparison with surface and radiographic measurements. Spine, 27(14): 1543-1550.

Prujjs, JE., Hageman, MA., Keessen, W., Van, Der., MeerR, Van., Wieringen, JC. (1994). Variation in Cobb angle measurements in scoliosis. Skeletal Radiol. 23:7. 517-20.

Propst-Procter, SL., Bleck, EE. (1983). Radiographic determination of lordosis and kypkosis in normal and scoliosis children. *Jpediatr Orthop.* 3.3.344-6.

Qui, G., Zhang, J., Wang, Y. (2005). A new operative classification of idiopathic scoliosis a Peking union medical college method. *Spine.* 30. 1419

Morrissy, RT., Goldsmith, GS., Hall, EC., et al. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis: evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*, 72:320-327.

Resina, J., Alves, AF. (1977). A technique of correction and internal fixation for scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*, 59(2):159-65.

Richards, BS., Sucato, DJ., Konigsberg, DE., Quellet, JA. (2003). Comparison of reliability between the Lenke and King classification system for adolescent idiopathic scoliosis radiographs that were not premeasured. *Spine.* 28:11. 1148-56

Robitaille, M., Aubin, CE., Labelle, H. (2007) Intra and interobserver variability of preoperative planning for surgical instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 16(10):1604-14

Robitaille, M., Aubin, CE., Labelle, H. (2008). Effects of alternative instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical analysis, *J Orthop Res.* . [Epub ahead of print].

Rodary C, Pezet-Langevin V, Kalifa C. (2001). Qualité de vie chez l'enfant : qu'est-ce qu'un bon outil d'évaluation ?. *Arch Pediatr*, 8:744-50.

Roach, JW. (1999). « Adolescent idiopathic scoliosis». *Orthop Clin North Am.* 30:3. 35-365, vii-viii.

Rohmiller, MT., Newton, PO., Merola, A. (2004). Does correlation exist between instrumentation type, number of fixation points, and cost in the surgical correction of

adolescent idiopathic scoliosis?. SRS 39TH Annual Meeting, Buenos Aires, Argentina

Rouviere, H., Delmas, A. (1992). Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Paris, Masson.

Saks, J., Welch, WJ., Mitchell, TJ., et al. (1989). Design and Analysis of Computer Experiments. Stat.Sci, 4(4), pp.409-435.

Sawatzky, BJ., Jang, SB., Tredwell, SJ., et al. (1998). Intra-Operative Analysis of Scoliosis Surgery in 3-D. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 1(3):211-221.

Scoliosis Research Society, Morbidity & Mortality Committee annual report, 1997.

Shrout, PE., Fleiss, JL. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychological Bulletin, 86:420-428.

Stagnara, P., De Mauroy, JC., Dran, G., Gonon, GP., Costanzo, G., Dimnet, J., Pasquet, A. (1982). Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine, 7: 335-42.

Steib JP. (1994). Y a t'il une alternative à la rotation de la tige dans le traitement chirurgical des scolioses ? Recueil du GES, 25: 193-198.

Stokes, IAF., Bigalow, IC., Moreland, MS. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. JOrthop Res, 5:102-113, 1987.

Stokes, IAF., Gardner-Morse, M., Aubin, CE., Poulin, F., Labelle, H. (1999). «Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery». Three-dimensional analysis of Spinal Deformities (IOS Press, Amsterdam). 59. 343-346.

Stokes, IAF., Aronson, DD., Ronchetti, PJ., Labelle, H., Dansereau, J. (1993). Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better. *J Spinal Disord.* 6:4. 333-8.

Stokes, I. A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* 19, 236-248.

Shrout, PE, Fleiss, JL. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979;86:420-428.

Storer, SK., Vitale, MG., Hyman, JE. (2005). Correction of adolescent idiopathic scoliosis using thoracic pedicle screw fixation versus hook constructs. *J Pediatr Orthop.* 25. 415-9.

Stribu, R. (2004). Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique. École Polytechnique de Montréal.

Vaughan, JJ., Winter, RB., Lonstein, JE. (1996). Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 1; 21(21):2469-73.

Verniest, F. (2003). Formalisation d'actes chirurgicaux de la correction du rachis Scoliotique : Application à leur Modélisation Mécanique par Approche Multi-corps. Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Watanabe, K., Kawakami, N., Nishiwaki, Y., Goto, M., Tsuji, T., Obara, T., Imagama, S., Matsumoto, M. (2007). Traction versus supine side-bending

radiographs in determining flexibility: what factors influence these techniques? Spine, 1;32(23):2604-9.

Wambolt, A., Spencer, DL. (1987). A segmental analysis of the distribution of lumbar lordosis in the normal spine. Orthopaedic Transactions. 11:92-93

Weinstein, L.(2001). Pediatric spine surgery. Lippincott.willion & Wilkins, USA.

Weinstein, L. (1994). Pediatric spine surgery (Principles and Practice).Volume2, USA.

White, AA.,Panjabi, MM. (1990). Clinical biomechanics of the Spine. 2ed. Philadelphia:J.B. Lippincott Company. 534p.

Villemure, I., Aubin, CE., Grimard, G., et al. (2001). Progression of vertebral and spinal three dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 26:2244–50.

Wynarsky, GT., Schultz, AB. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. J Biomech 24, 721-32.

Zeller, R., Dubousset, J.(1999). Traitement chirurgical des scolioses idiopathiques. *Rachis*, 11:87-101.

## Annexe 1

### Planification du design :

Six paramètres d'instrumentation sont manipulés dans un plan d'expérience 'uniforme design'. Ce type de plan est adapté aux expériences numériques qui sont déterministes comparativement aux études expérimentales qui comportent des erreurs aléatoires <sup>(Sacks'89)</sup>. Une table U-type d'Uniform design dénotée par  $U_N(q^s)$  sera utilisée, avec  $N$  = le nombre de simulation,  $s$  = le nombre de facteurs et  $q$  = le nombre de niveaux pour chaque facteur.

#### Plan 1 : $U_9(3^4)$

Dans ce plan, on aura 4 facteurs à trois modalités : UIV (T2, T4, T6), LIV (L1, L3, L5), forme de la tige1 (2facteurs : la partie thoracique (20°, 30°, 40°) et la lombaire (30°, 45°, 60°)).

T2	L5	30°	30°
T4	L3	30°	45°
T4	L5	40°	60°
T6	L1	30°	60°
T6	L5	20°	45°
T6	L3	40°	30°
T2	L3	20°	60°
T2	L1	40°	45°
T4	L1	20°	30°

#### Plan 2: $U_9(3^n)$

Ce plan définit les vertèbres thoraciques instrumentées dans la partie convexe,  $n$  facteurs à 3 modalités (Pas implants, Vis, Crochet).  $n$  est le nombre des vertèbres thoraciques qui se trouvent entre UIV et LIV.

Plan 3: 2<sup>m</sup>

Ce plan définit les vertèbres lombaires instrumentées dans la partie convexe, m facteurs à 2 modalités (Pas implants, Vis). m est le nombre des vertèbres lombaires qui se trouvent entre UIV et LIV incluant.

		Nombre des vertèbres thoraciques	Nombre des vertèbres lombaires	Plan
T2	L5	10	4	$U_9(3^{10}) + 2^4$
T4	L3	8	2	$U_9(3^8) + 2^2$
T4	L5	8	4	$U_9(3^8) + 2^4$
T6	L1	6	0	$U_9(3^6)$
T6	L5	6	4	$U_9(3^6) + 2^4$
T6	L3	6	2	$U_9(3^6) + 2^2$
T2	L3	10	4	$U_9(3^{10}) + 2^4$
T2	L1	10	0	$U_9(3^{10})$
T4	L1	8	0	$U_9(3^8)$

Pour tenir compte des contraintes imposées nous allons utiliser les plans croisés.

**Les plans croisés (plans à contraintes) :**

Les quatre plans d'expérience définis ci-dessus seront traités à la fois. À chaque point d'expérience du plan 1, il faut réaliser le plan 2 et à chaque point d'expérience du plan 2, il faut réaliser le plan 3. On a alors un plan avec  $M=3*(9+4*9+8*9)=702$  simulations.



### **Modèle biomécanique :**

Le modèle du rachis est composé de corps rigides correspondant aux vertèbres et d'éléments flexibles représentant les structures intervertébrales. La géométrie de chaque vertèbre est connue ainsi que le comportement global des structures intervertébrales.

Les vis, les crochets et les écrous ont été modélisés par des corps rigides. Une présentation géométrique réaliste est associée au modèle mécanique de chaque implant.

Chaque tige a été représentée par une succession d'environ 20 poutres de Timoshenko de longueur égale. Ces poutres ont une déformation linéaire (élastique) et sont connectées bout à bout. Elles supportent les grands déplacements et les grandes déformations. À chaque point d'attachement de deux poutres, un corps rigide est attaché par une liaison fixe, au niveau de son centroïde. Ce corps a la forme d'un segment droit. Les éléments déformables permettent de représenter la flexibilité de la tige, tandis que les segments rigides permettent l'attachement et le mouvement des implants par rapport à la tige. Les propriétés mécaniques et la géométrie des segments flexibles sont celles d'une tige en alliage d'acier inoxydable ( $E=197 \text{ MPa}$ ,  $G=75.7 \text{ MPa}$ ) ou d'une tige en titane ( $E= 110 \text{ MPa}$ ,  $G= 37.59$ ) avec une section transverse circulaire de diamètre 5.5 mm.

La simulation des manœuvres se traduit dans le modèle par l'introduction de contraintes de mouvement entre les différents composants du système ou la modification des propriétés mécaniques:

La liaison vertèbre-implant a été modélisée par un joint flexible (Field). Une matrice 6x6 représente la relation non linéaire entre le déplacement et les forces et le moment pour 6 DDL)

Pour simuler la manœuvre d'attachement d'une tige, des contraintes de mouvements en translation sont créées entre l'implant et le segment rigide de la tige le plus rapproché de se dernier (tige = segment rigide + segment flexible: élément déformable). Après la translation, un joint cylindrique permet la translation et la rotation d'implant autour de l'axe de la tige, est alors créée. Cependant, au premier

implant attaché, une contrainte est créée pour empêcher la translation de l'implant au long de la tige afin de maintenir la tige en place.

Pour la rotation de la première tige, un couple est graduellement appliqué sur la tige jusqu'à ce que l'angle de rotation au tour de l'axe de la tige désiré est obtenu (90 degré dans notre cas). Comme la tige est en rotation, les implants sont libres de glisser et pivoter le long de l'axe central de la tige.

Pour présenter le serrage à fond des écrous, le rôle de l'écrou est modélisé par un lien fixe avec l'implant empêchant ainsi la translation de la tige sur l'axe longitudinale de l'implant. Le couple sur la tige est relâché.